

CÍNTIA KELLY BITTAR

**REABILITAÇÃO DE LESADOS MEDULARES COM ESTIMULAÇÃO
ELÉTRICA NEUROMUSCULAR: AVALIAÇÃO ÓSSEA E
ASPECTOS CLÍNICO E RADIOGRÁFICO DOS PÉS E
TORNOZELOS**

**CAMPINAS
2011**

CÍNTIA KELLY BITTAR

**REABILITAÇÃO DE LESADOS MEDULARES COM ESTIMULAÇÃO
ELÉTRICA NEUROMUSCULAR: AVALIAÇÃO ÓSSEA E
ASPECTOS CLÍNICO E RADIOGRÁFICO DOS PÉS E
TORNOZELOS**

Tese de Doutorado apresentada à Pós-Graduação da
Faculdade de Ciências Médicas da Universidade
Estadual de Campinas, para a obtenção do título de
Doutor em Cirurgia, área de concentração Cirurgia.

ORIENTADOR: PROF. DR. ALBERTO CLIQUET JÚNIOR

**CAMPINAS
UNICAMP
2011**

*FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS DA UNICAMP
BIBLIOTECÁRIO: SANDRA LÚCIA PEREIRA – CRB-8ª / 6044*

B548R BITTAR, CÍNTIA KELLY
REABILITAÇÃO DE LESADOS MEDULARES COM
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR: AVALIAÇÃO
ÓSSEA E ASPECTOS CLÍNICO E RADIOGRÁFICO DOS PÉS E
TORNOZELOS / CÍNTIA KELLY BITTAR. CAMPINAS, SP: [S.N.],
2010.

ORIENTADOR: ALBERTO CLIQUET JÚNIOR
TESE (DOUTORADO) UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
CAMPINAS. FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS.

1. OSTEOPOROSE. 2. LESÃO MEDULAR. 3.
REABILITAÇÃO. 4. DENSITOMETRIA. I. CLIQUET
JÚNIOR, ALBERTO. II. UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
CAMPINAS. FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS. III.
TÍTULO.

Título em inglês : Neuromuscular electrical stimulation rehabilitation in spinal cord injuries: bone density assessment and clinical and radiographic aspects of the feet and ankles

Keywords: • Osteoporosis
• Spinal Cord injury
• Rehabilitation
• Densitometry

TITULAÇÃO: DOUTOR EM CIRURGIA

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: CIRURGIA

BANCA EXAMINADORA:

- **PROF. DR. ALBERTO CLIQUET JÚNIOR**
- **PROF. DRA. ILKA DE FÁTIMA SANTANA FERREIRA BOIN**
- **PROF. DR. WILSON NADRUZ JÚNIOR**
- **PROF. DRA. ESTELA REGINA RAMOS FIGUEIRA**
- **PROF. DR. OSWALDO HORIKAWA**

DATA DA DEFESA: 12/01/2011

Banca Examinadora da Defesa de Doutorado

Cintia Kelly Bittar

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

Membros:

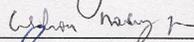
1. Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior -



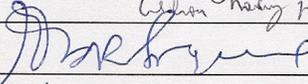
2. Profa. Dra. Ilka de Fatima Santana Ferreira Boin -



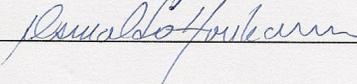
3. Prof. Dr. Wilson Nadruz Junior -



2. Profa. Dra. Estela Regina Ramos Figueira -



3. Prof. Dr. Oswaldo Horikawa -



Curso de Pós-Graduação em Ciências da Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

Data: 12/01/2011

DEDICATÓRIA

*Aos meus pais, José e Manoela e a minha irmã Márcia
que me ensinaram a lutar pelos meus objetivos
e a nunca desistir de uma batalha,
minha gratidão, respeito e amor.*

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Ciências Médicas da Universidade de Estadual de Campinas, à Pontifícia Universidade Católica de Campinas e à Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, responsáveis pela minha formação médica e pelo constante ambiente de aprendizado e experiência.

Ao Professor Doutor Alberto Cliquet Júnior, pela dedicação na realização deste estudo.

Ao Doutor José Luis Zabeu, pela amizade, confiança, ensinamentos em Ortopedia e Traumatologia e incentivo à vida acadêmica.

Ao Doutor Ricardo Cardenuto Ferreira pela dedicação e ensinamentos em Cirurgia do Pé e Tornozelo e incentivo à vida acadêmica.

Aos colegas e pacientes do Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor que me ajudaram na realização deste estudo.

Aos meus companheiros do Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor Karla Phiton, Ênio Cacho e Carolina Lins Alves que me ajudaram e me incentivaram durante a realização deste estudo.

Ao Cláudio do laboratório Lilly que me forneceu o equipamento e infra-estrutura para realização do Ultrassonografia de Calcâneo.

A Renata Ciol, bibliotecária que me auxiliou na elaboração deste estudo e nunca me negou ajuda nos momentos difíceis.

A Eliana Sena e Saulo Benevides que me ajudaram na etapa final deste estudo.

Ao Serviço de Medicina Nuclear do Departamento de Radiologia, FCM/UNICAMP pelos exames de densitometria óssea e radiografia realizados.

SUMÁRIO

RESUMO.....	XXV
ABSTRACT.....	XXXIII
1. INTRODUÇÃO.....	41
2. OBJETIVO GERAL.....	45
3. REVISÃO LITERATURA.....	47
3.1. Anatomia do pé e tornozelo.....	48
3.1.1. Articulações e ligamentos.....	49
3.1.2. Musculatura.....	53
3.1.3. Vasos do tornozelo e pé.....	56
3.1.4. Nervos do tornozelo e pé.....	58
3.2. Marcha.....	59
3.2.1. Gravidade.....	64
3.2.2. Reação do solo.....	65
3.2.3. Conservação de energia.....	65
3.2.4. Posição de Segmentos e movimentos articulares.....	66
3.2.5. Ação Muscular.....	69
3.2.6. Cinemática dos ligamentos e articulações do pé e tornozelo na locomoção humana.....	73
3.3. Benefícios da Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) nos lesados medulares.....	77
3.4. Anatomia do tornozelo e pé do lesado medular.....	79
3.5. Osteoporose.....	80

4. CASUÍSTICA E MÉTODO.....	85
5. RESULTADOS.....	100
6. DISCUSSÃO.....	109
7. CONCLUSÃO.....	117
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	119
9. ANEXOS.....	130

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Relação dos ângulos com desvios e tendências a deformidades encontradas nos pés.....	95
Tabela 2: Características epidemiológicas do grupo A.....	98
Tabela 3: Características epidemiológicas do grupo B.....	99
Tabela 4: Descrição estatística dos grupos A, B, C.....	102
Tabela 5: Resultados dos lesados medulares.	106
Tabela 6: Resultados dos pacientes normais.	107
Tabela 7: Estudo de densidade óssea entre UQC e DEXA entre grupos D (lesados medulares que iniciaram a EENM) e (indivíduos normais).....	107
Tabela 8: Comparação entre DEXA e UQC em lesados medulares.....	108

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Anatomia óssea do pé – vista dorsal.....	52
Figura 2: Anatomia óssea do pé e tornozelo – vista perfil / medial.....	52
Figura 3: Anatomia dos músculos, artéria, nervo e veia da perna e pé – vista posterior.....	55
Figura 4: Anatomia dos músculos, artéria, nervo e veia da perna – vista anterior.....	56
Figura 5: Ciclo da marcha.....	64
Figura 6: Equipamento de suporte e suspensão para tetraplégicos realizarem EENM na esteira.....	88
Figura 7: Uso de andador para paraplégicos realizarem EENM.....	89
Figura 8: Mensuração da mobilidade da articulação transversa do tarso: braço fixo do goniômetro – sobre a margem anterior da tíbia; braço móvel sobre a superfície dorsal do II osso metatarsal; eixo na articulação do talocrural.....	90

Figura 9: Mensuração da mobilidade da articulação do talocrural: braço fixo do goniômetro – face lateral da fíbula; braço móvel superfície lateral v osso metatarsal; eixo na articulação do talocrural, junto ao maléolo.....	90
Figura 10: Mensuração da mobilidade da articulação do talocalcânea: braço fixo do goniômetro – entre o ponto médio dos maléolos lateral e medial; braço móvel sobre o terço médio do calcâneo; eixo na articulação do talocalcânea.....	91
Figura 11: Radiografia antero-posterior: 1) ângulo hálux valgo 2) ângulo intermetatarsal 3) ângulo talocalcâneo 4) ângulo hálux valgo: formado pela interseção dos longos eixos da falange proximal e do primeiro osso metatarsal. Normal é ao redor 15°. Ângulo intermetatarsal: formado pela interseção dos longos eixos do primeiro e segundo osso metatarsal. Normal é ao redor 9°. Ângulo talocalcâneo: formado pela interseção dos longos eixos do calcâneo e do tálus. Normal é ao redor 30°	92

Figura 12: Radiografia lateral: 1) ângulo tálus em relação ao primeiro osso metatarsal, 2) ângulo talocalcâneo 3) ângulo calcâneo-solo; 4) ângulo tibiocalcâneo. Ângulo tálus em relação ao primeiro osso metatarsal: formado pela interseção dos longos eixos do tálus com primeiro osso metatarsal. Normal é entre - 4° e 4°. Ângulo talocalcâneo lateral: formado pela interseção dos longos eixos do calcâneo e o tálus; normal é ao redor 30°. Ângulo calcâneo-solo: formado pela interseção dos longos eixos do calcâneo e do solo; normal ao redor 30°. Ângulo tibiocalcâneo: formado pela interseção dos longos eixos do calcâneo e a superfície articular da tibia; Normal é ao redor 90°.....	94
Figura 13: Absorimetria radiológica de dupla energia – LUNA DPX.....	96
Figura 14: Ultrassonografia do calcâneo SONOST 2000.....	96
Figura 15: Paciente do grupo a com dedos em garra no pé direito.....	103
Figura 16: Paciente do grupo a com dedos em garra nos pés (bilateral).....	103
Figura 17: Paciente do grupo a com pés planos (bilateral).....	104
Figura 18: Paciente do grupo B com úlcera no calcâneo E.....	104
Figura 19: Paciente do grupo B com úlcera no maléolo E.....	105

A lesão medular causa prejuízos nos aspectos físico, psicológico e social da pessoa. Há predomínio de indivíduos do sexo masculino, jovens e o principal motivo são os acidentes automobilísticos.

A lesão neurológica e o desuso dos membros acometidos produzem espasticidades, contraturas, osteoporose e deformidades, principalmente nos pés. Uma estratégia para diminuir estas complicações nos lesados medulares é a estimulação elétrica neuromuscular (EENM).

Há poucos estudos na literatura descrevendo o comportamento de pés e tornozelos de lesados medulares submetidos à EENM, bem como sobre avaliação da osteoporose nestes indivíduos utilizando UQC (ultrassonografia quantitativa de calcâneo). Portanto, o objetivo principal deste estudo foi analisar os efeitos da EENM nos pés e tornozelos de lesados medulares e compará-los a grupo de lesados que não realizam EENM e a grupo de indivíduos normais. O objetivo secundário é avaliar a utilidade da ultrassonografia quantitativa de calcâneo no diagnóstico de osteoporose em lesados medulares.

No período de janeiro a outubro de 2009, trinta pacientes do ambulatório de lesados medulares no Hospital das Clínicas da Unicamp que realizam EENM (Grupo A) tiveram seus pés e tornozelos submetidos à avaliação clínica e radiográfica e foram comparados a grupo de lesados que não realizam EENM (Grupo B) e a grupo de indivíduos normais (Grupo C). Foi também avaliada a densidade óssea utilizando UQC e densitometria óssea (DEXA) de 15 pacientes que iniciariam EENM no ambulatório de lesados medulares no Hospital das Clínicas da Unicamp (Grupo D), comparando-a com um grupo de pacientes normais (Grupo E).

A avaliação clínica dos pés e tornozelos envolveu deformidades, condições de pele e mobilidade articular da talocrural, da talocalcânea e do médio pé. A avaliação radiográfica consistiu na análise dos ângulos hálux valgo, intermetatarsal, ângulo talocalcâneo no sentido dorso plantar e perfil, tálus em relação ao primeiro osso metatarsal, calcâneo-solo e tibiocalcâneo.

Para avaliação estatística foram utilizados o teste de Kruskal-Wallis, Mann-Whitney e Wilcoxon Pareado. Quando o valor de $p < 0.05$ houve diferença significativa.

Em relação aos resultados dos grupos A, B e C, a mobilidade da articulação talocalcânea foi de 23,4° no Grupo A; 13,5° no Grupo B e 28,9° no Grupo C. Na comparação da mobilidade da talocalcânea entre os Grupos A e B, B e C foram constatadas diferenças significativas (0.0092 e 0.0034 respectivamente). Na articulação transversa do tarso a média da mobilidade foi de 22,5° no Grupo A; 15,3° no Grupo B e 24,1° no Grupo C. Comparando a mobilidade articulação transversa do tarso entre os Grupos A e B, B e C obteve-se diferenças significativas (respectivamente 0.0184 e 0.0022). A média da mobilidade da articulação do talocrural foi de 41,4° no Grupo A; 34,3° no Grupo B e 63,6° no Grupo C. Esta mobilidade, quando comparada entre os Grupos A e C, B e C apresentou diferenças significativas (0.0009 e 0.0008, respectivamente).

A média da mensuração do ângulo do hálux valgo foi 17,5° para o Grupo A; 14,8° para o Grupo B e 15,6° para o Grupo C. A média do intermetatarsal foi 9,1° (Grupo A); 8,1° (Grupo B) e 10,1° (Grupo C). A média para o ângulo talocalcâneo em AP foi 23,5° (Grupo A), 18,9° (Grupo B) e 24° (Grupo C). A média do ângulo calcâneo-solo foi de 25° para o Grupo A; 25,3° para o Grupo

B e 26,8° para o Grupo C. O ângulo talocalcâneo no perfil apresentou as seguintes médias: 44,7° para o Grupo A; 36,8° para o Grupo B e 31,1° para o Grupo C. Quando este ângulo foi comparado entre os Grupos A e C, B e C, houve diferenças significativas (0.0184 e 0.0040, respectivamente).

A média do ângulo entre o tálus e o primeiro osso metatarsal foi 13,8° (Grupo A), 19,3° (Grupo B) e 4,0° (Grupo C). Este ângulo, quando comparado entre os Grupos A-C e B-C, apresentou diferenças significativas (0.0089 e 0.0075, respectivamente).

A média do ângulo tibioalcâneo no Grupo A foi de 81°, no Grupo B foi de 80,6° e no C de 81,8°. As deformidades encontradas nos pés dos sujeitos do Grupo A incluíram dois pacientes com dedos em garra e um com pés planos bilateral, enquanto no Grupo B foram encontrados um pé com úlcera grau I no maléolo lateral e um pé com úlcera no calcâneo.

Em relação aos resultados da densidade óssea dos grupos D e E, os valores do *T score* no colo femoral com DEXA (0, 0022) e *T score* de calcâneo com UQC (0, 0005) apresentaram diferença significativa entre os grupos, com médias superiores no grupo dos normais em relação ao grupo de lesados medulares que iniciariam eletro-estimulação ($p < 0.05$).

O grupo de lesados medulares apresentou diferenças significativas entre os *T score* da UQC e *T score* da coluna lombar e do colo com DEXA.

Este estudo permitiu concluir que a EENM mantém pés e tornozelos de lesados medulares plantígrados e em posição adequada para deambulação. Essa constatação parece confirmar um aspecto favorável no caso de novas tecnologias permitirem que estes pacientes readquiram capacidade autônoma de marcha.

Em relação à avaliação da densidade óssea pelo baixo estresse mecânico nos calcâneos de lesados medulares, pode-se concluir que a UQC não apresenta resultados que possam ser correlacionados com a DEXA para diagnóstico de osteoporose. Não é possível afirmar que UQC seja uma boa escolha para diagnóstico e acompanhamento dos lesados medulares.

Spinal cord injuries harms a person's physical, psychological and social aspects. It predominantly affects young individuals of the male gender, and is mainly caused by automobile accidents.

Spasticity, contractures, and osteoporosis appear due to neurological lesions and disuse, increasing the risk for deformities, especially of the feet. A strategy to diminish these spinal cord injury complications is neuromuscular electrical stimulation (NMES).

Few studies have described how the feet and ankles of patients with spinal cord injuries behave when subjected to NMES, and about the evaluation of osteoporosis in these individuals with the use of QUS (quantitative ultrasound of the calcaneus). Therefore the main objective of this study was to analyze the effects of NMES on the feet and ankles of spinal cord injuries patients and compare them with a group of lesion patients who did not undergo NMES, and a group of normal individuals. The secondary objective was to evaluate the use of quantitative ultrasound of the calcaneus in the diagnosis of osteoporosis in spinal cord injuries patients.

From January to April 2008, 30 patients at the spinal cord injury ambulatory clinic at the Hospital das Clínicas da Unicamp (group A) were submitted to a clinical and radiographic assessment of their feet and ankles and compared with a spinal cord injury group that did not undergo NMES (group B) and with a group of normal individuals (group C). Bone density was also evaluated using QUS and bone densitometry (DEXA) in 15 patients who began undergoing NMES at the spinal cord injuries ambulatory clinic at the "Hospital

das Clínicas da Unicamp” (Group D), and comparing them with the group of normal patients (Group E).

The feet and ankle clinical assessment involved documentation of deformities, skin conditions, joint mobility of the ankle, subtalar and midfoot. Standard radiographs were used for the radiographic assessment, with dorsoplantar and profile incidences of support. It was measured the hallux–valgus angle, intermetatarsal angle, talocalcaneal angle, calcaneal–ground angle, talus in relation to the first metatarsal angle, and the tibiocalcaneal angle.

For statistical evaluation the Kruskal-Wallis, Mann-Whitney and Wilcoxon Paired tests were used. When the p-value was > 0.05 there was significant difference.

As regards the results of Groups A, B and C, the mobility of the subtalar joint was 23.4° in Group A; 13.5° in Group B and 28.9° in Group C. In the comparison of subtalar mobility between Groups A and B, B and C significant differences were found (0.0092 and 0.0034 respectively). In the midfoot joint the mean mobility was 22.5° in Group A; 15.3° in Group B and 24.1° in Group C. When comparing the midfoot mobility among Groups A and B, B and C significant differences were obtained (0.0184 and 0.0022 respectively). The mean mobility of the ankle joint was 41.4° in Group A; 34.3° in Group B and 63.6° in Group C. When this mobility was compared between Groups A and B, B and C significant differences were presented (0.0009 and 0.0008 respectively).

The mean measurement of the hallux valgus angle was 17.5° for Group A; 14.8° for Group B and 15.6° for Group C. The mean of the intermetatarsal angle was 9.1° (Group A); 8.1° (Group B) and 10.1° (Group C). The mean for

the talocalcaneus angle in AP was 23.5° (Group A), 18.9° (Group B) and 24° (Group C). The mean of the calcaneal-ground angle was 25° for Group A; 25.3° for Group B and 26.8° for Group C. The talocalcaneal angle in profile presented the following means: 44.7° for Group A; 36.8° for Group B AND 31.1° for Group C. When this angle was compared between Groups A and C, B and C, there were significant differences (0.0184 and 0.0040, respectively).

The mean angle between the talus in relation to the first metatarsal and first metatarsal was 13.8° (Group A), 19.3° (Group B) and 4.0° (Group C). When this angle was compared between Groups A-C and B-C, it presented significant differences (0.0089 and 0.0075, respectively).

The mean tibiocalcaneal angle in Group A was 81°, in Group B 80.6° and in Group C it was 81.8°. The deformities found in the feet of subjects in Group A included two patients with clawed toes, and one with bilateral flat feet, while in Group B one foot with Grade 1 ulcer on the lateral malleolus and one foot with an ulcer on the calcaneus were found.

As regards the bone density results of Groups D and E, the values of the *T score* in the femoral neck with DEXA (0.0022) and *T score* of the calcaneus with QUS of the calcaneus (0.0005) presented significant difference between the groups, with higher means in the normal group in comparison with the spinal cord injuries group, who began undergoing NMES ($p > 0.05$).

The spinal cord injuries group presented significant differences between the *T score* of QUS of the calcaneus and the *T score* of the lumbar spine and the femoral neck with DEXA.

It is possible to conclude that the partial-load NMES maintained the feet and ankles of patients with spinal cord injuries in an adequate walking position.

This finding indicates a favorable aspect of new technologies that may allow these patients to regain independent walking capacity.

As regards the evaluation of bone density due to the low mechanical stress on the heels of spinal cord injuries patients, it could be concluded that QUS did not present results that could be correlated with DEXA for the diagnosis of osteoporosis. It was not possible to affirm that QUS is a good choice for the diagnosis and follow-up of spinal cord injuries patients.

1. INTRODUÇÃO

A lesão medular é uma experiência trágica que causa grandes prejuízos nos aspectos físico, psicológico e social da pessoa. É uma das piores fatalidades que pode acometer um indivíduo, porque além da perda neurológica, acarreta, na maioria das vezes, perda da independência funcional, da autoestima e ainda causa isolamento social. Este problema gera altos custos para o sistema público de saúde e aos fundos de previdência do Governo.

Aproximadamente 11 mil novos casos anuais de lesados medulares ocorrem nos Estados Unidos (FERRO FP ET AL, 2008).

Há predomínio de indivíduos do sexo masculino, jovens (20-40 anos) e a principal causa são os acidentes automobilísticos (50%), (FERRO FP ET AL, 2008; TRIOLO RJ ET AL, 1996).

No Brasil, devido à violência urbana (ferimentos por arma de fogo), o uso inadequado de itens de segurança no trabalho (quedas de altura) e em atividades de lazer e esportivas (mergulho em águas rasas), o número de lesados medulares vem crescendo gradativamente (DEFINO HLA 1999; GASPAR AP ET AL 2003).

Os lesados medulares são classificados segundo o nível neurológico comprometido, o qual é definido por meio de avaliação sensitiva e motora de acordo com a escala da Associação Americana dos Lesados Medulares (ASIA, 2000).

Pela lesão neurológica e pelo desuso dos membros acometidos surgem espasticidades, contraturas e osteoporose, que aumentam o risco de ocorrência de deformidades, principalmente nos pés, dificultando a possibilidade de retorno do paciente à condição de deambulação.

Uma estratégia para diminuir estas complicações nos lesados medulares é a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) associada a um sistema de suporte parcial do peso (KIM CM ET AL, 2004).

A posição ortostática e a movimentação permitida por este sistema de reabilitação (EENM) beneficiam principalmente o sistema músculo-esquelético. Ocorre melhora da rigidez articular, das deformidades nos pés e tornozelos e da osteoporose. Possibilita a estes pacientes manterem seus pés e tornozelos na posição plantígrada, auxiliando novas técnicas de reabilitação que necessitem de ortostatismo, evitando, deste modo, complicações freqüentes como úlceras por sobrecarga, artropatia de Charcot (consequente a microtraumas repetitivos), acentuação de deformidades pelos desequilíbrios musculares e fraturas pela baixa densidade óssea destes pacientes (HIDLER JM ET AL, 2002; SHIELDS RK ET AL, 2006; FIELD-FOTE EC, 2001).

A osteoporose em lesados medulares ocorre pela ausência do estresse mecânico (desuso) e por alterações neurogênicas e hormonais (BEN M ET AL, 2005; OTT SM, 2001; SHIELDS RK ET AL, 2006).

Pelo fato da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) melhorar a qualidade óssea de lesados medulares, alguns cuidados devem ser tomados previamente à sua utilização. É necessário realizar triagem prévia por meio de avaliação clínica e radiológica adequada, para se evitar complicações indesejáveis como as fraturas dos membros inferiores, relacionadas a traumas de baixa energia (BRYSON JE ET AL, 2009).

Por este motivo é importante avaliar a massa óssea durante o tratamento e buscar exames mais simples e de baixo custo para a realização de diagnóstico e acompanhamento da qualidade óssea durante a EENM.

Neste estudo a massa óssea foi analisada de duas formas: pela ultrassonografia quantitativa de calcâneo (UQC) e pela densitometria óssea (DEXA).

A ultrassonografia quantitativa de calcâneo (UQC) é um método prático, baixo custo, portátil e sem exposição à radiação (HANS D ET AL, 2009).

A densitometria óssea (DEXA) da coluna lombar e do colo do fêmur é o padrão para avaliação óssea (HANS D ET AL, 2009; CANHÃO H ET AL, 2006).

Como há poucos estudos na literatura descrevendo o comportamento de pés e tornozelos de lesados medulares submetidos à EENM, bem como sobre avaliação da osteoporose nestes indivíduos utilizando UQC a análise destes fatores estimularam a realização deste estudo.

2. OBJETIVO GERAL

Objetivo principal deste estudo foi analisar os efeitos da EENM nos pés e tornozelos de lesados medulares e compará-los a grupo de lesados que não realizam EENM e a grupo de indivíduos normais. O objetivo secundário é avaliar a utilidade da ultrassonografia quantitativa de calcâneo no diagnóstico de osteoporose em lesados medulares.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Anatomia do pé e tornozelo

A articulação do tornozelo (talocrural) é formada pela superfície articular distal da tíbia e do tálus (Novak EM, Giostri GS, Nagai A, 2008). A face medial da tíbia se prolonga dando origem ao maléolo medial, enquanto a face lateral se aprofunda dando origem à incisura fibular, que é o local em que a fíbula se acomoda. A extremidade distal da fíbula é a proeminência lateral e posterior. O maléolo lateral se projeta um centímetro distal em relação ao maléolo medial.

O tálus é o osso que liga o tornozelo ao pé e é dividido em corpo, colo e cabeça. Sua superfície articular é recoberta com cartilagem hialina e não recebe nenhuma inserção muscular. O colo é a área de menor densidade óssea do tálus e que apresenta maior propensão à fratura. O colo do tálus está orientado em sentido medial e distal. A cabeça do tálus articula-se com o osso navicular. A vascularização do tálus apresenta como particularidades ser do tipo terminal e setorizada. Nas fraturas, onde o suprimento sanguíneo é interrompido, pode haver uma grave complicação, denominada osteonecrose.

O osso calcâneo articula-se com o tálus e o cubóide e seu contato com o solo constitui o suporte posterior do pé. A articulação entre o calcâneo e o tálus é chamada talocalcânea. A expansão posterior e superior do calcâneo forma uma tuberosidade abaixo da qual se insere o tendão calcâneo. Embora o calcâneo seja um osso de suporte de carga, é constituído por cortical adelgada e osso esponjoso trabeculado em seu interior. Sua função de suporte de carga é protegida pelo coxim de gordura que amortece os impactos verticais.

O osso navicular articula-se com o tálus, com os cuneiformes medial, lateral e intermédio e com o cubóide. É na tuberosidade do navicular que se insere parte do tibial posterior. O osso cubóide articula-se posteriormente com o calcâneo, medialmente com o cuneiforme lateral e anteriormente com o quarto e quinto metatarsais. O conjunto das articulações calcâneo-cuboídea e talo-navicular é o limite proximal da articulação transversa do tarso, denominado articulação de Chopart. (Novak EM, Giostri GS, Nagai A ,2008)

Os cinco ossos metatarsais são a ligação entre os ossos do tarso proximalmente e as falanges distalmente. A articulação da base dos ossos metatarsais com as cunhas e o cubóide constituem a articulação Lisfranc. (articulação tarso-metatarsal) Sob a cabeça do primeiro osso metatarsal articulam-se os ossos sesamóides medial (tibial) e lateral (fibular). (Novak EM, Giostri GS, Nagai A, 2008)

As bases das falanges proximais articulam-se com as cabeças metatarsais e apresentam estabilidade estática pela cápsula articular e estabilidade dinâmica pelo equilíbrio muscular do pé. O hálux e eventualmente o quinto dedo apresentam duas falanges (proximal e distal); os outros dedos apresentam três falanges: proximal, média e distal. As falanges média e distal do quinto dedo estão frequentemente fundidas. A extremidade distal da falange distal é alargada para formar a tuberosidade ungueal.

3.1.1 - Articulações e ligamentos

A articulação do talocrural é estabilizada lateralmente pelo complexo da sindesmose (ligamentos tibiofibular anteroinferior, tibiofibular posteroinferior, transverso inferior e interósseo) e pelo complexo ligamentar lateral do tornozelo, ligamentos talofibular anterior, calcâneo-fibular e talofibular posterior.

Medialmente esta articulação é estabilizada pelo ligamento deltoide, que apresenta uma parte superficial (projeções anteriores) e outra profunda, que são suas projeções posteriores (ligamentos tibionavicular, tibiocalcâneo, tibiotalar posterior e tibiotalar anterior).

As articulações subtalar (talocalcâneo) e transversa do tarso (Chopart) são intertásicas. A talocalcânea é responsável pela inversão e eversão do pé com auxílio da articulação de Chopart (Novak EM, Giostri GS, Nagai A, 2008). Seus principais ligamentos estabilizadores são os ligamentos talocalcâneo medial, talocalcâneo lateral, talocalcâneo posterior e interósseo talocalcâneo. Os principais ligamentos estabilizadores da Chopart são o calcâneo-avicular (Spring), talonavicular dorsal e calcâneo-avicular (Bifurcado 1), calcâneo-cubóide (Bifurcado 2), calcâneo-cubóide dorsal, calcâneo-cubóide metatarsal (ligamento plantar longo) e calcâneo-cubóide plantar (ligamento plantar curto).

A articulação tarsometatarsal é unida pelas cápsulas articulares e pelos ligamentos dorsais e plantares (mais resistentes que os dorsais), ligamentos interósseos e ligamentos tarsometatarsais. Um dos ligamentos mais importantes desta região é o ligamento de Lisfranc, que se origina na região plantar do cuneiforme medial e se insere na região plantar do segundo osso metatarsal,

dando maior estabilidade à articulação do segundo osso metatarsal com o cuneiforme intermédio, os quais se encontram entre os cuneiformes medial e lateral.

As articulações metatarsofalângicas e interfalângicas são estabilizadas pela cápsula articular e pelos ligamentos colaterais que se inserem na base da falange e na parte plantar da cápsula. A parte plantar da cápsula mais espessa é o ligamento plantar (placa plantar). O ligamento plantar da articulação metatarsofalângica se une ao ligamento metatársico transverso profundo para manter unidas as cabeças dos ossos metatarsais.

As projeções ligamentares que formam os retináculos têm a função de impedir o deslocamento dos tendões do seu lugar de origem. Os principais retináculos são dos tendões extensores, fibulares e flexores, sendo que este último forma o teto do túnel do tarso.

Aponeurose plantar é uma das principais estruturas que realizam o suporte do arco plantar. A aponeurose plantar (fáscia plantar) é dividida em central, medial e lateral. Sua porção central se estende do processo medial da tuberosidade do calcâneo até as falanges proximais dos dedos. A porção medial cobre o abdutor do hálux. A porção lateral se estende do processo lateral do calcâneo até a tuberosidade do quinto osso metatarsal (Novak EM, Giostri GS, Nagai A, 2008).

(Figura 1 e 2)



Figura 1: Anatomia óssea do p vista dorsal

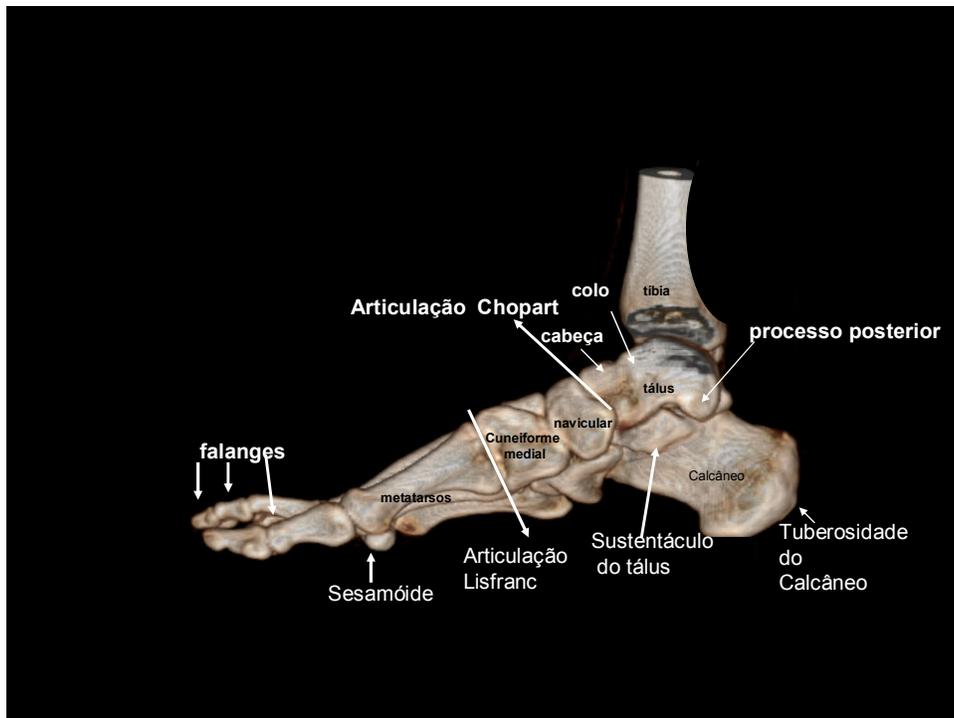


Figura 2: Anatomia óssea do p e tornozelo vista perfil /medial

3.1.2 - Musculatura

Os músculos tibial anterior, extensor longo do hálux, extensor longo dos dedos, fibular terceiro, extensor curto do hálux e extensor curto dos dedos constituem os músculos anteriores do tornozelo e do pé.

O músculo tibial anterior origina-se do côndilo lateral da tíbia e membrana interóssea e se insere no cuneiforme medial e base do primeiro osso metatarsal, sendo inervado pelo fibular profundo. Realiza os movimentos de dorsiflexão do tornozelo e aduz o pé. O extensor longo do hálux origina-se na metade medial anterior da fíbula e membrana interóssea e se insere na falange distal do hálux, sendo inervado pelo fibular profundo. Realiza movimentos de extensão e dorsiflexão do hálux.

O extensor longo dos dedos origina-se no côndilo lateral da tíbia e fíbula proximal e se insere na falange média e distal dos dedos. É inervado pelo fibular profundo e realiza os movimentos de extensão e dorsiflexão dos dedos. O fibular terceiro origina-se na fíbula distal e membrana interóssea e se insere na base do quinto osso metatarsal. É inervado pelo fibular profundo, realiza movimentos de extensão e dorsiflexão e eversão do pé. O extensor curto do hálux origina-se do dorso do calcâneo e se insere na falange proximal do hálux e é inervado pelo fibular profundo. Realiza os movimentos de extensão do hálux. O extensor curto dos dedos origina-se do dorso do calcâneo e se insere na falange proximal dos dedos. É inervado pelo fibular profundo e realiza movimentos de extensão dos dedos.

O tornozelo e o pé possuem os músculos laterais fibular longo e fibular curto. O fibular longo origina-se da fíbula proximal lateral, inserindo-se no cuneiforme medial e base do primeiro osso metatarsal plantarmente. É innervado pelo fibular superficial e realiza os movimentos de eversão e flexão plantar do pé. O fibular curto origina-se da fíbula distal lateral e se insere na cuneiforme medial e base na base do quinto osso metatarsal, é innervado pelo fibular superficial e realiza a eversão do pé.

São músculos posteriores e mediais do tornozelo e do pé: tendão calcâneo, flexor longo do hálux, flexor longo dos dedos e tibial posterior. O plantar do pé. O flexor longo do hálux origina-se dos dois terços inferiores da face posterior da fíbula e se insere na base da falange distal do hálux, plantarmente. É innervado pelo nervo tibial e faz o movimento de flexão plantar do hálux. O flexor longo dos dedos origina-se da metade inferior da face posterior da tíbia e se insere plantarmente na base da falange distal dos dedos. É innervado pelo nervo tibial e realiza o movimento de flexão plantar dos dedos. O tibial posterior origina-se na face posterior e proximal da tíbia, face posterior da membrana interóssea e face medial da fíbula, inserindo-se na tuberosidade do navicular, nos cuneiformes e no segundo, terceiro e quarto ossos metatarsais. É innervado pelo nervo tibial e realiza os movimentos de flexão plantar e inversão do pé.

Os músculos plantares do pé são dispostos em quatro camadas. A primeira e mais superficial é formada pelo abductor do hálux, flexor curto dos dedos e abductor do dedo mínimo. A segunda camada é constituída pelo quadrado plantar e pelos lumbricais. Os tendões dos flexores longo dos dedos e do hálux cruzam esta camada para se inserirem nas falanges. A terceira camada é formada pelo flexor

curto do hálux, adutor do hálux e flexor curto do dedo mínimo. Os músculos interósseo plantar e interósseo dorsal formam a quarta camada, mais profunda.

(Figura 3 e 4)

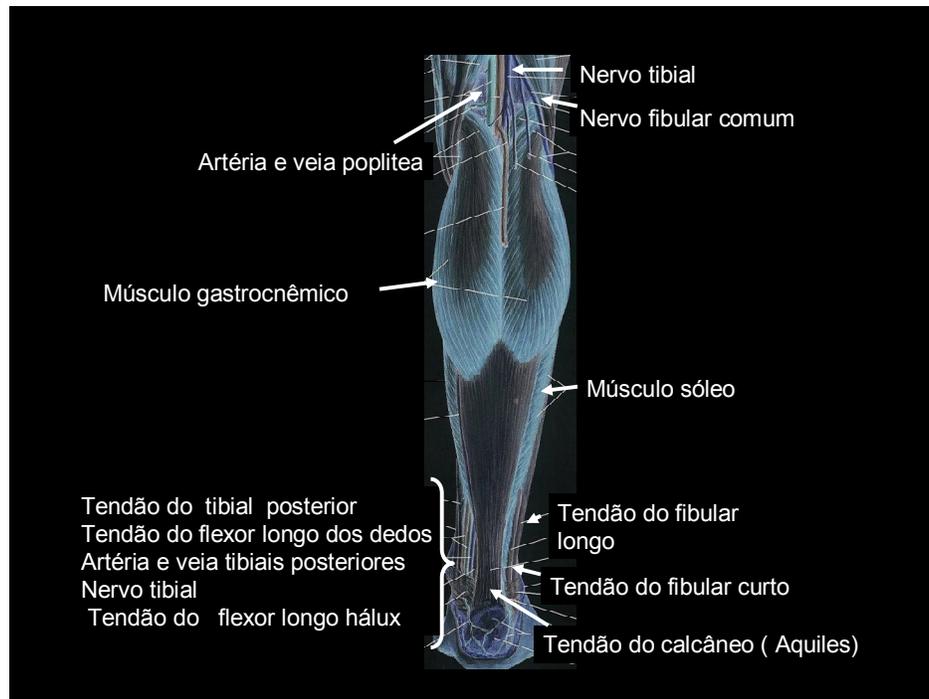


Figura 3: Anatomia dos músculos, artéria, nervo e veia da perna e pé - vista posterior.

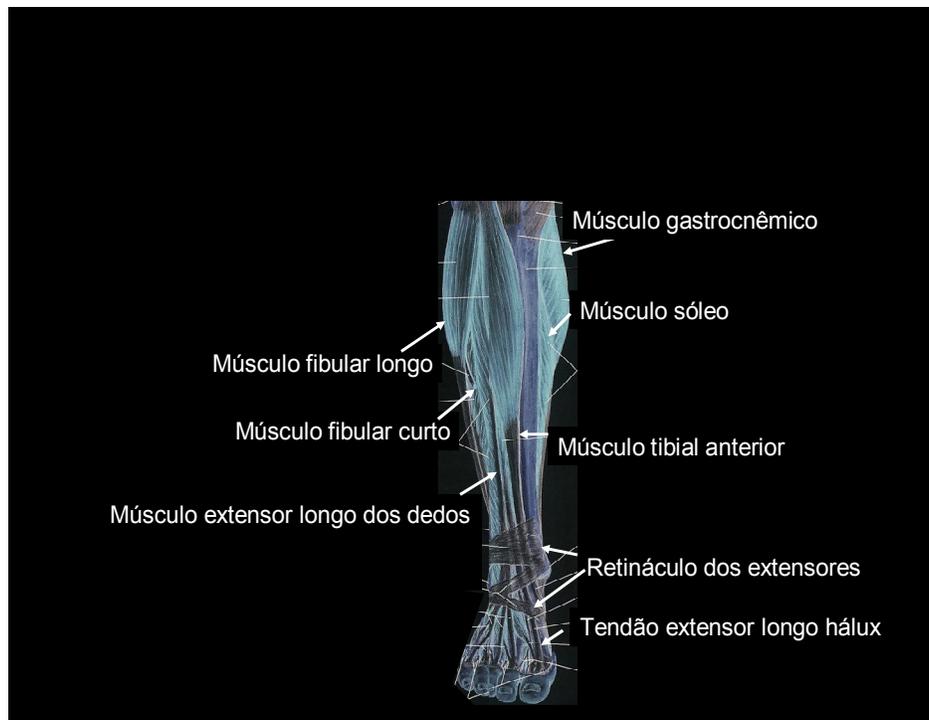


Figura 4: Anatomia dos músculos, artéria, nervo e veia da perna e pé - vista anterior.

3.1.3 - Vasos do tornozelo e pé

O tálus é suprido pela artéria do seio do tarso (ramo da artéria dorsal do pé e artéria fibular), artéria do canal do tarso (ramo da artéria tibial posterior), artéria deltóide (ramo da artéria tibial posterior que supre o corpo do tálus medialmente) e vasos da região do colo superior e tubérculo posterior (ramos e anastomoses de múltiplas fontes).

O fluxo sanguíneo do tálus ocorre no sentido anterior (cabeça e colo do tálus) para posterior (corpo do tálus). O principal suplemento sanguíneo é da anastomose na região inferior do colo do tálus entre as artérias do seio do tarso e canal do tarso. Esta anastomose funciona como um arco arterial transversal; na

eventualidade de ocorrer interrupção do aporte sanguíneo (na região do colo do tálus), ocorrerá osteonecrose do corpo do tálus.

Os ramos da artéria tibial anterior (artéria maleolar medial e lateral, artéria dorsal do pé, artéria tarsal lateral, artéria arqueada e artéria plantar profunda) irrigam a região medial e lateral do tornozelo, dorso do pé, ossos laterais do tarso, articulações metatarsofalângicas, músculo extensor curto dos dedos, músculos adutor do hálux, interósseos plantares, flexores do hálux, ossos e articulação metatarsofalângica e dedos.

Os ramos da artéria tibial posterior (artéria maleolar posterior, artéria medial do calcâneo, artéria plantar lateral e seu ramo arco plantar profundo, artéria plantar medial e seus ramos superficial e profundo) irrigam a região medial do tornozelo, musculatura plantar lateral, medial, músculo adutor do hálux, interósseos, flexores do hálux, ossos e articulações dos ossos metatarsais, calcâneo, hálux e dedos.

Os ramos da artéria fibular (artéria maleolar posterior lateral, ramos perfurantes e comunicantes, artéria lateral do calcâneo) irrigam a região lateral do tornozelo e o calcâneo.

As veias superficiais surgem como veias digitais plantares (margem dorsal de cada dedo) e formam as veias metatársicas dorsais. Estas terminam no arco venoso dorsal, o qual recebe comunicação com o arco venoso plantar auxiliando na formação das veias tibiais posteriores, safena magna e safena parva:

- *veia safena magna*: formada pela veia digital dorsal do lado medial dorsal do hálux com o arco venoso dorsal, cruza o maléolo medial anteriormente;

- *veia safena parva*: formada pela veia digital dorsal do lado lateral do dedo mínimo com o arco venoso dorsal, cruza o maléolo lateral posteriormente.

As veias profundas surgem como veias digitais plantares e fazem anastomose com uma rede venosa plantar, formando quatro veias metatársicas plantares que se comunicam com veias dorsais do pé e formam o arco venoso plantar, que por sua vez se une a veias plantares laterais e mediais formando as veias tibiais posteriores atrás do maléolo medial.

3.1.4 - Nervos do tornozelo e pé

A inervação sensitiva e motora do tornozelo e do pé é constituída por ramos dos nervos femoral e ciático. O nervo safeno origina-se do nervo femoral (L2-L4), cursa anterior ao maléolo medial e tem como ramo sensitivo o lado medial da perna e do pé.

O nervo tibial (L4-S3) origina-se do nervo ciático, cursa atrás do maléolo medial e se divide plantarmente em nervo calcâneo medial, nervo plantar medial e nervo plantar lateral. Sua parte sensitiva inerva a região medial do calcâneo (nervo calcâneo medial), região plantar medial do pé (nervo plantar medial) e região plantar lateral do pé (nervo plantar lateral). Sua parte motora inerva as quatro camadas musculares plantares (nervo plantar medial e nervo plantar lateral).

Os nervos plantares digitais, ramos do nervo plantar lateral e medial, inervam a região plantar e as extremidades dos dedos e leitos ungueais. O nervo sural é ramo do nervo tibial, cursa posterior ao maléolo lateral e se divide em

nervo cutâneo dorsal lateral e ramos laterais do calcâneo, tendo como ramo sensitivo a região lateral do pé.

O nervo fibular superficial e profundo (L4-S2) origina-se do nervo fibular comum (L4-S2). O nervo fibular superficial cursa anterolateral na perna e, na região inferior da perna, divide-se em nervo cutâneo medial e intermédio, ramos musculares e ramos digitais dorsais. Os ramos sensitivos são: dorso do pé, dorsolateral do pé, região dorsal dos dedos (exceto primeiro espaço interdigital) e região lateral do quinto dedo (nervo cutâneo medial e intermédio e ramos digitais dorsais). Os ramos motores inervam os músculos fibulares longo e curto.

O nervo fibular profundo cursa abaixo do retináculo dos extensores, dividindo-se em ramo lateral e medial. O nervo digital dorsal é formado pelo ramo medial e tem como ramo sensitivo o primeiro espaço interdigital - nervo digital dorsal. O ramo motor inerva o tibial anterior, extensor longo e curto dos dedos, extensor longo e curto do hálux (ramo lateral e medial).

3.2. Marcha

A marcha é o deslocamento do corpo de um lugar para outro. Os parâmetros da normalidade da marcha são importantes para análise da deambulação e sustentação do peso corporal e achados de patologias musculoesqueléticas e neurológicas.

Caminhar é uma atividade dinâmica, repetitiva e rítmica, com sequência definida de eventos, que acontecem durante o ciclo da marcha e que, estando dentro dos parâmetros da normalidade, é simples e com gasto mínimo de energia.

Algumas definições são importantes para facilitar a compreensão deste mecanismo:

- Comprimento da passada é a distância percorrida na mesma extensão de tempo do ciclo da marcha completo, ou seja, a distância compreendida entre o impacto do pé e um novo impacto do mesmo pé;
- Comprimento do passo é a distância que vai do calcâneo de um pé ao calcâneo do pé oposto durante a fase de apoio duplo dos pés, correspondendo, normalmente, à metade do comprimento da passada.
- Cadência é o número de passos por minuto.
- Velocidade da marcha é a velocidade de movimento em uma mesma direção em centímetros por segundo.
- Centro da gravidade de um corpo é o ponto no qual se concentra o peso.

Essas características da marcha podem ser alteradas por processos patológicos, mas podem sofrer modificações para uma determinada faixa etária do indivíduo. Amplitude do passo, por exemplo, pode estar alterada por fraqueza muscular, dor, rigidez articular, deformidades intrínsecas ou extrínsecas do pé, mas pode ser normal nos casos de pessoas idosas.

Por ser um mecanismo complexo, a marcha humana precisa ser estudada, levando-se em consideração múltiplos fatores, como padrões individuais, influências sociais e ambientais, forças externas, processos patológicos, mecanismos de defesa, entre outros. A locomoção é ainda afetada por alguns

mecanismos corporais, como o balanço do tronco, dos braços, movimento da cabeça, reflexos e equilíbrio.

Na marcha, o equilíbrio muda a cada momento. Quando o membro que suporta o peso do corpo desloca-se para frente, o centro de gravidade do seu corpo inclina-se para frente. Se o mesmo ultrapassar a borda anterior da base de sustentação (dedos do pé impulsor), a força de gravidade tenderá a fazer com que o corpo caia para frente e para baixo, somente sendo bloqueado pela perna do balanço.

O ciclo normal da marcha é constituído por duas fases: de apoio ou de acomodação, quando o pé está em contato com o solo e o membro inferior está apoiando todo ou parte do peso do corpo; e de oscilação ou fase de balanço, quando o pé não está tocando o solo e o peso do corpo está colocado no membro oposto.

A fase de apoio ocupa cerca de 60% do ciclo normal, sendo que 25% acontecem com ambos os pés apoiados no solo. Ela é ainda subdividida em cinco componentes menores: apoio do calcanhar, aplanamento do pé, acomodação intermediária (ou posição média), desprendimento do calcanhar e desprendimento do hálux, sendo que os dois últimos juntos formam a fase de impulso.

A fase de oscilação compreende 40% do ciclo da marcha e subdivide-se em três períodos: aceleração (ou balanço inicial), oscilação intermediária (ou balanço médio) e desaceleração (ou balanço final).

A fase de apoio se inicia com o toque do calcanhar no solo e o joelho em total extensão. A seguir, o peso corporal vai sendo transmitido para frente, seguindo pela borda externo do pé, ocorrendo o aplanamento do pé. Do impacto

do calcâneo até o pé tornar-se plano transcorrem, aproximadamente, 15% do ciclo da marcha.

Começa então o período de acomodação intermediária (ou de posição média ou de apoio médio), em que a pessoa está equilibrada sobre a perna de apoio, a qual dura também, 15% do ciclo da marcha.

A seguir, ocorre o desprendimento do calcâneo, sendo todo o peso transmitido mais para diante, para as cabeças dos ossos metatarsais. O desprendimento do calcâneo é logo acompanhado de uma flexão do joelho e do quadril já preparando o membro para fase de balanço. Esse período ocupa 25% do ciclo da marcha.

O último período da fase de apoio é o desprendimento dos dedos, quando ocorre uma aceleração que corresponde a 5% do ciclo da marcha.

Logo após a flexão do joelho, ocorrida no período de desprendimento do calcâneo, a perna contralateral terminou sua fase de balanço; seu pé está tocando o solo em uma preparação para transferência do peso do corpo para o novo membro de apoio. É claro que o pé do balanço toca o solo antes que o pé oposto, de apoio, seja elevado. Durante esse período, o peso trazido no membro de apoio original diminui rapidamente. Este é o período no qual ambos os membros estão no solo, simultaneamente, sendo conhecido como fase de duplo apoio (ou fase de suporte duplo) e corresponde a 25% da fase de posição. À medida que a velocidade aumenta, a fase de apoio é encurtada mais do que a fase de oscilação, e o período de duplo apoio diminui até desaparecer. Quando isso ocorre (desaparecimento da fase de duplo apoio), as fases de oscilação superpõem-se e

ocorrem períodos em que os dois pés estão sem contato com o solo. Nesse exato momento, o indivíduo pára de caminhar e começa a correr.

A fase de oscilação começa após o desprendimento dos dedos e continua com o pé sendo elevado do solo em um arco, pela flexão do quadril e do joelho, movendo-se para frente no período inicial de aceleração, que corresponde a 10% da fase de oscilação. Nesse período, dá-se a flexão máxima do joelho, atingindo cerca de 65° , com o objetivo de encurtamento do membro, para evitar que a ponta do pé se arraste no solo.

O período de oscilação intermediária começa quando o membro em balanço ultrapassa o membro oposto em apoio; o joelho estende e o trajeto do pé é um arco de balanço para frente. Esse período ocupa 80% da fase de oscilação.

Nos 10% finais da fase de oscilação, ocorre uma desaceleração, quando as forças da gravidade e da musculatura do membro suavemente travam o movimento de balanço para frente. O calcâneo, então, volta a tocar o solo, e a sequência total do ciclo da marcha está completa.

Devemos lembrar que um grande número de forças atua sobre o corpo humano durante seu deslocamento para frente. Muitas vezes, modificam esse movimento: gravidade, contra-ação do solo, necessidade de conservação de energia, posição dos segmentos, movimentos articulares e ação muscular.

(Figura 5)

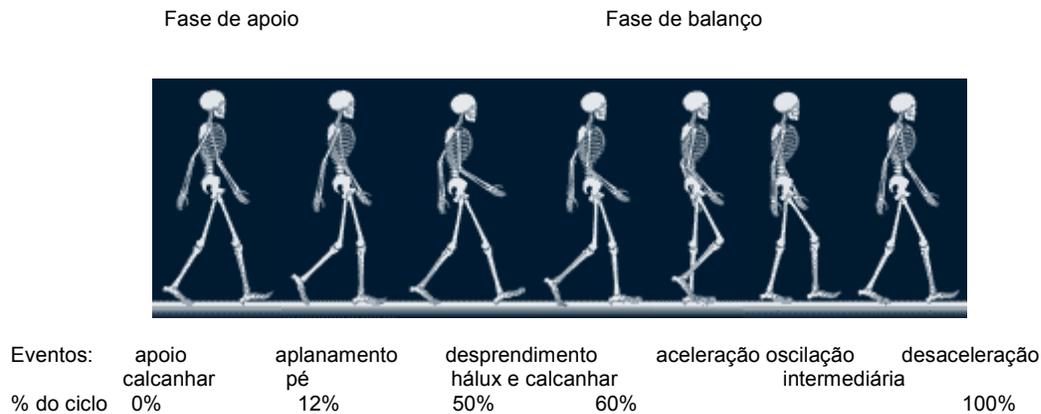


Figura 5: Ciclo da Marcha

3.2.1 - Gravidade

Na posição anatômica, o centro de gravidade de um homem adulto normal situa-se na intersecção do plano frontal com o plano sagital, a 55% da sua altura, a partir do solo. Esse ponto está situado cinco centímetros adiante da segunda vértebra sacral, dentro da pelve verdadeira.

O crescimento do tronco em relação aos membros inferiores no ser humano normal dá-se de maneira desproporcional. Devido a isso, quanto mais jovem for a criança, mais alto está situado seu centro de gravidade e menor será sua estabilidade.

Na marcha normal, o caminho seguido pelo centro de gravidade do corpo é uma curva uniforme e regular, que se move para cima e para baixo no plano vertical, oscilando cerca de 4,5 cm entre a altura máxima e a mínima. O ponto mais baixo ocorre no momento do choque do calcanhar e o mais alto na fase de acomodação intermediária. O centro de gravidade do corpo é deslocado também

lateralmente no plano horizontal, em uma amplitude média de 4,37 cm. O movimento é em direção ao membro de apoio e alcança seu limite lateral na fase de acomodação intermediária. Na marcha, a combinação dos movimentos nos planos horizontal e vertical descreve uma curva sinusoidal dupla.

3.2.2 – Reação do solo

A fricção entre o solo e o pé afeta a marcha, modificando a aceleração e a desaceleração. As forças envolvidas nesse processo (forças de carga vertical, deslizamentos medial, lateral, para frente e para trás e forças de torção) podem ser medidas em laboratório de marcha, utilizando-se um dispositivo chamado placa de força.

Se, por exemplo, a superfície por onde estiver andando for escorregadia, e a marcha, insegura, o número de passos por minuto (cadência) diminui para preservação do equilíbrio e também para maior conservação de energia.

3.2.3 - Conservação de energia

O indivíduo tende a funcionar de maneira que lhe seja permitida a máxima conservação de energia. A marcha possui características próprias, que tendem a manter o centro de gravidade em uma trajetória suave e de baixa amplitude, para que o corpo conserve mais energia.

A extensão (largura) da base não deve exceder cinco a 10 cm de um calcanhar a outro. Se o paciente deambular, ampliando a base, deve-se suspeitar de cerebelopatias ou de diminuição da sensibilidade plantar.

A média dos adultos deambula em um ritmo de aproximadamente de 90 a 120 passos por minuto, sendo que o dispêndio de energia é de cerca de 100 calorias por 1,5 Km. Qualquer alteração na uniformidade de coordenação da marcha aumenta o consumo de energia.

Na velhice e nos estados de fadiga, a cadência diminui como se houvesse um esforço no sentido de conservar ainda mais a energia.

O comprimento do passo é de cerca de 40 cm e também pode diminuir na presença de dor, fadiga ou na velhice, resultando também em uma maior conservação de energia.

3.2.4 - Posição de Segmentos e movimentos articulares

Para manter a trajetória suave do centro de gravidade, entram em ação alguns mecanismos coordenados, definidos como “determinantes da marcha”. Segundo Saunders, Inman e Ebehart, os determinantes básicos da marcha são:

a) Rotação pélvica

A pelve roda no plano horizontal 4° para frente no membro do balanço e 4° para trás no membro do apoio, com uma magnitude de rotação total de aproximadamente 8°.

Como a pelve é rígida, a rotação ocorre, na realidade, na articulação do quadril, sofrendo rotação medial, no lado da oscilação, e rotação lateral, no lado do apoio. Isso tem um efeito de elevar as extremidades do arco da trajetória do centro de gravidade, de modo que a passada é alongada sem baixar a altura do

centro de gravidade no instante do choque do calcâneo. Dessa forma, o gasto de energia é muito reduzido.

b) Inclinação pélvica

A pelve inclina-se para baixo em relação ao plano horizontal no lado oposto àquele do membro de apoio. O deslocamento angular ocorre na articulação do quadril e é, em média, 5°. Ao permitir essa inclinação pélvica, o joelho da extremidade em oscilação deve entrar em flexão, para que o pé não arraste e no chão, o que também provoca diminuição do pêndulo do membro, economizando energia. A inclinação pélvica também conserva energia por diminuir o deslocamento vertical do centro de gravidade.

c) Posições do joelho

No instante do choque do calcâneo, o joelho encontra-se em extensão completa, e a partir desse momento, inicia-se uma flexão (em média 15°), que dura até que o pé esteja plano no solo. Logo após a acomodação intermediária, o joelho passa à extensão por um período muito curto e volta a flexionar-se ao iniciar a elevação do calcanhar. Esse período da fase de posição no qual o joelho é primeiro bloqueado em extensão, destravado pela flexão e novamente bloqueado em extensão, antes de uma última flexão, é conhecido como “período de fixação dupla do joelho” ou “período do bloqueio duplo do joelho”. A flexão do joelho reduz o deslocamento vertical do centro de gravidade, poupando energia. Por exemplo, ao ser dado o impulso para o próximo passo, o tornozelo, estando

em 20° de flexão plantar, tende a elevar o centro de gravidade, porém, nesse instante, o joelho flete cerca de 40° para contrabalançar.

Fica aparente, pela discussão prévia, que tanto a rotação quanto a inclinação pélvica e a flexão do joelho, no apoio, achatam o arco de percurso do centro de gravidade do corpo, sendo que os dois últimos determinantes deprimem o ápice desse arco, enquanto a rotação pélvica atua elevando suas extremidades.

d) Movimentos combinados do tornozelo e do joelho

Os movimentos do tornozelo e do joelho estão intimamente relacionados para suavizar o trajeto do centro de gravidade.

O centro de rotação do tornozelo é considerado um ponto no eixo, que conecta os topos dos maléolos lateral e medial, enquanto o do joelho corresponde a um ponto no eixo, que conecta os côndilos femoral, lateral e medial.

No impacto do calcâneo, com o pé dorsifletido e o joelho estendido, o centro de rotação do tornozelo encontra-se elevado. O joelho, então, começa a fletir, inferiorizando seu centro de rotação compensatoriamente. A seguir, ocorre um aplanamento do pé, inferiorizando o centro de rotação do tornozelo, o que é compensado por uma rápida extensão do joelho. Então, o calcâneo começa a se desprender do solo, elevando novamente o centro de rotação do tornozelo, quando o joelho flete outra vez.

Assim, cada vez que o tornozelo faz flexão dorsal, o joelho automaticamente estende, e, quando o tornozelo faz flexão plantar, o joelho flete, no intuito de manter uma trajetória suave do centro de gravidade.

e) Deslocamento lateral da pelve

Na marcha normal, o centro de gravidade do corpo desvia-se cerca de 2 cm a 2,5 cm lateralmente em um plano horizontal em direção ao membro que sustenta o peso, de modo a centralizar o peso do quadril.

Considerando-se a distância entre as articulações dos quadris, esse deslocamento, teoricamente, deveria ser maior. Entretanto o fato de os fêmures serem distalmente desviados para medial provoca um estreitamento da base de suporte, de modo que a amplitude total do movimento horizontal do centro da gravidade é de 4 a 5 cm, por ciclo de marcha, próxima da amplitude total do deslocamento vertical.

Os aumentos de amplitude em qualquer um desses cinco determinantes básicos da locomoção são compensados por reduções em outro.

Em relação à posição e aos movimentos articulares dos membros superiores, devemos lembrar que os braços oscilam em sentido contrário aos movimentos da perna. A amplitude dessa oscilação é de 20° para frente e de 10° para trás. Com o aumento da velocidade, há uma tendência em fazer a propulsão dos braços com maior violência, e o cotovelo flexiona-se, a fim de encurtar o braço de resistência da alavanca, permitindo um movimento mais rápido.

3.2.5 - Ação Muscular

A energia inicial para começar, acelerar e desacelerar os segmentos do membro é suprida pela ação muscular. Os músculos atuam durante a marcha por

períodos muito curtos, sendo que, durante longos intervalos, o membro é propelido para frente por uma ação pendular de seu próprio momento.

Na marcha, os músculos podem contrair-se concêntricamente (encurtando a distância entre a origem e a inserção), para proporcionar força motora; contrair-se excêntricamente (alongando a distância entre a origem e a inserção), para desacelerar um segmento, resistindo às forças passivas que o movem; ou contrair-se isometricamente (sem alteração na distância entre a origem e a inserção), para atuar como estabilizadores.

Na locomoção normal, a atividade muscular principal começa nos 10% finais da fase de oscilação (período de desaceleração). Os músculos atingem sua atividade máxima logo depois do choque do calcâneo e cedem antes que termine os primeiros 10% da fase de apoio. Na fase de acomodação intermediária e impulso, os músculos da panturrilha são os únicos que têm ação importante. Durante os últimos 10% da fase de apoio, os músculos eretores da coluna e os adutores do quadril também entram em ação, manifestando sua atividade máxima.

Os dorsiflexores do pé (tibial anterior, extensor longo dos dedos e extensor longo do hálux) contraem-se concêntricamente no início da fase de oscilação, a fim de proporcionar força suficiente para liberar o pé do chão e também mantê-lo em dorsiflexão, proporcionando um espaço entre o pé e o solo até que o joelho atinja um maior grau de flexão. Eles contraem-se novamente no final da fase de oscilação e nos primeiros 10% da fase de apoio, para proporcionar um apoio controlado e gradual da superfície plantar no solo.

Também no início da fase de apoio, o músculo tibial posterior contrai-se, levando o pé em varo (responsável pelo costumeiro desgaste do lado externo do

salto do sapato). No momento do choque do calcâneo, a articulação talocalcânea encontra-se em inversão.

À medida que o peso sobre o pé desloca-se para frente até a região mediotársica, os fibulares contraem-se, enquanto o tibial posterior relaxa, e o pé começa a entrar em valgo, transferindo o suporte do peso da face lateral para a medial da região plantar. No momento em que o pé apóia-se totalmente no solo, iniciando o apoio simples (o outro pé entrando em balanço), a talocalcânea encontra-se em eversão máxima.

Imediatamente após o aplanamento do pé, o tríceps sural (gastrocnêmio e sóleo) começa a contrair-se excêntrica, alongando-se para estabilizar a tibia e permitir a extensão do joelho. Em direção ao fim da fase de apoio médio, ele passa a se contrair concêntrica, mudando o tornozelo da posição de 10° de dorsiflexão para a posição neutra. Sua contração dá, então, início à fase de impulso, com a elevação do calcanhar, que ocorre com uma nova inversão da talocalcânea. No final do impulso, acrescenta-se a flexão dos artelhos, sobretudo do hálux, com o flexor longo dos dedos e o flexor longo do hálux, intensificando a força necessária para o desprendimento do pé.

O quadríceps femoral entra em ação de acordo com as fases da “fixação dupla do joelho”. No final da fase de balanço (desaceleração), já se apresenta ativo, permanecendo assim por todo o início da fase de apoio (impacto do calcâneo e aplanamento do pé), quando se encontra contraído excêntrica, estando alongado para permitir a flexão do joelho até que o pé torne-se aplanado ao solo. Na fase de acomodação intermediária (primeiro período de flexão da fixação dupla do joelho), o quadríceps não está agindo. Quando o tornozelo se

eleva no desprendimento, o joelho é fletido novamente para contrabalançar a elevação do calcâneo. Isso é permitido porque ocorre uma contração excêntrica do quadríceps durante esse breve período de aceleração na fase do apoio e no começo da fase de balanço. Quando a coxa em oscilação passa pela linha vertical do corpo, o quadril continua a fletir, porém o joelho estende-se. Isso não é necessariamente uma extensão muscular ativa, porque a inércia do membro, somada a uma retenção exercida no final da oscilação pelos extensores do quadril, intervêm para estender o joelho. Entretanto, na marcha rápida ou na corrida, em que a fase de oscilação requer menos tempo, o quadríceps atua ativamente também nessa etapa.

No impacto do calcâneo, estão ativos os grupos musculares, que equilibram a pelve e suportam o tronco (glúteos médio, mínimo e máximo, eretor da coluna e tensor da fáscia lata). Eles contraem-se excentricamente, alongando-se e permitindo à pelve cair 5° para baixo. É a contração do glúteo máximo, nesse período de impacto do calcâneo, que evita a queda da pelve para frente, no sentido da locomoção. Os abdutores do quadril (glúteos médio e mínimo) predominam no início da fase de apoio, enquanto os adutores (longo, curto, magno, pectíneo e grácil) são mais atuantes no final da fase de apoio e no início da oscilação.

Os músculos utilizados durante esses períodos do fim da fase de apoio e início da oscilação, nos quais ocorre uma aceleração do movimento, são chamados músculos aceleradores do quadril, consistindo basicamente em três flexores (iliopsoas, sartório e tensor da fáscia lata) e em dois adutores (longo e magno). O iliopsoas predomina no final do apoio, enquanto os outros predominam

no início do balanço. O tensor da fáscia lata, no balanço inicial, também é responsável por uma abdução mínima do quadril, colocando-o em melhor posição para a flexão.

O grupo de músculos desaceleradores consiste em grácil, semimembranoso, semitendinoso e bíceps femoral. Eles contraem-se excentricamente durante o final da fase de oscilação, para desacelerar o membro balançante. Essa contração mantém-se brevemente ainda durante a fase de apoio inicial, para proporcionar estabilidade ao membro.

Toda essa complexa atividade muscular descrita pode ser medida durante a marcha pela eletromiografia.

3.2.6 - Cinemática dos ligamentos e articulações do pé e tornozelo na locomoção humana.

Articulação do talocrural

Durante a fase final de balanço, o tornozelo está praticamente na posição neutra. Ao tocar no chão ocorre um movimento retrógrado, gerando um vetor posterior ao tornozelo, que promove um movimento em flexão plantar. Neste momento, o pé em flexão plantar é controlado pela contração excêntrica do tibial anterior.

A articulação do talocrural permite movimentos de obliquidade axial. A rotação da perna, a obliquidade axial e a flexão plantar ocorrem conjuntamente.

Articulação talocalcânea

A articulação talocalcânea está em eversão no momento do toque do calcanhar no solo e vai progressivamente entrando em inversão até o desprendimento total do solo.

Articulação transversa tarsal

Quando os eixos das articulações calcâneo-cuboidea e a talonavicular (articulação transversa tarsal) estão paralelos, o calcâneo está evertido. Se seus eixos estão convergentes, o calcâneo está em posição invertida.

O paralelismo dos eixos da articulação transversa tarsal leva ao seu destravamento e flexibilidade. Quando os eixos estão convergentes ocorre o travamento e rigidez articular.

No toque do calcanhar o calcâneo está evertido, flexível para absorver o impacto, já na fase de aplainamento no solo e desprendimento do dedo, o calcâneo está invertido e com a articulação transversa tarsal rígida para impulsionar o passo.

Articulação metatarsofalângica

Devido à anatomia dos ossos metatarsais, existe uma obliquidade na articulação metatarsofalângica, o que faz o pé supinar e desviar lateralmente durante a marcha.

Rotação no plano frontal

Ao mesmo tempo em que se dá o toque do calcânhar ocorre à rotação interna da pélvis, fêmur e tibia. Na perna contralateral ocorre a rotação externa.

O membro inferior está em rotação interna durante o toque do calcânhar ipsilateral e vai progredindo para rotação externa até o desprendimento do pé.

Aponeurose plantar

A aponeurose plantar origina-se do tubérculo do calcâneo e se insere na base das falanges proximais. Ela é a principal estabilizadora do arco longitudinal. Quando há dorsiflexão das falanges proximais ocorre à elevação do arco plantar, mecanismo conhecido como *windlass*. Associado a este mecanismo há depressão das cabeças metatarsais, rotação externa da tibia e inversão do calcâneo.

Articulação talonavicular

Esta articulação ajuda a estabilizar o arco longitudinal quando as forças são aplicadas durante o ultimo quarto da fase de apoio.

Ligamentos da articulação do talocrural

A configuração e o alinhamento das estruturas ligamentares do tornozelo permitem movimentos simultâneos das articulações do talocrural e talocalcânea.

No aspecto lateral do tornozelo, o ligamento é dividido em três bandas: talofibular anterior, talofibular posterior e calcâneofibular

Na posição neutra, tanto o talofibular anterior quanto o calcâneofibular proporcionam estabilidade. Em flexão plantar, o talofibular anterior se alinha com a

fíbula, garantindo estabilidade. Em dorsiflexão o calcâneo-fibular se alinha com a fíbula, gerando estabilidade.

A média do ângulo entre os ligamentos calcâneo-fibular e talo-fibular anterior é 105° (variando de 70° a 140°). A alteração nessa média pode explicar algumas patologias no tornozelo como as entorses de repetição. A relação do ligamento calcâneo-fibular com o eixo da articulação talocalcânea é muito importante. Quanto maior a resultante entre o eixo desta articulação e o ligamento calcâneo-fibular, maior o grau de instabilidade ligamentar no tornozelo, propiciando entorses de repetição.

Mecanismo da corrida

Durante a corrida ocorre uma alteração significativa no ciclo da marcha. As quantidades de forças geradas são aumentadas (50%), assim como suas atividades musculares. A fase de apoio diminui porque na caminhada sempre um pé está em contato com o solo, diferente da corrida, em que há momentos que os dois pés não estão em contato com o solo.

Na corrida há aumento do centro de gravidade conforme ocorre o aumento da velocidade da marcha, gerando forças resultantes que ajudam o indivíduo a se manter em pé. Além disso, há aumento da mobilidade articular que ajuda a absorver o impacto destas forças quando em contato com o solo.

O tempo do ciclo da corrida diminui de um segundo para 0,6 segundos e a amplitude de movimento aumenta de 30° para 45° em relação à caminhada.

Durante a caminhada ocorre flexão plantar no toque do calcanhar, já na corrida o calcanhar está em progressiva dorsiflexão. Rápida flexão plantar ocorre durante o desprendimento do pé durante todo o ciclo.

Os grupos musculares posteriores agem durante a fase de apoio na caminhada, enquanto na corrida agem no final da fase de balanço (HOPPENFELD S, 1987; SAUNDERS JBM ET AL, 1953; ROGER A MANN ET AL, 2007).

3.3. Benefícios da Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) nos lesados medulares

A EENM atua nos músculos paralisados dos lesados medulares, favorecendo a marcha e a manutenção da postura ereta. O treinamento da marcha com EENM gera um alto gasto energético, porém melhora as condições cardio-respiratórias e melhora os movimentos articulares, prevenindo a rigidez articular, através do conceito de neuroplasticidade. Além disso, aumento de HDL (lipoproteína de alta densidade) e o fluxo sanguíneo, diminui o risco de doença arterial coronariana, a incidência de cálculos renais, úlceras de decúbito e melhora a auto-estima. (FIELD- FOTE EC, 2000).

Os sistemas de EENM que utilizam eletrodo de superfície são simples, baixo custo e não invasivo. É um processo que apresenta seleção específica de fibras musculares, causando fadiga muscular rápida, sendo indicado para fins terapêuticos e por um período de tempo pré-definido (ORTOLAN RL ET AL, 2001).

Para realização do treinamento de marcha nos lesados medulares é necessário a estabilização do corpo para se evitar desabamento do paciente e aplicação e controle da força, que auxilia na propulsão para marcha. Nos pacientes tetraplégicos, esta estabilidade é adquirida por uma suspensão dinâmica. Ela auxilia na redução do peso corporal do paciente, diminuindo os riscos de fraturas nos ossos osteoporóticos e de siringomielia.

A EENM beneficia a musculatura esquelética, a qualidade óssea e o consumo de oxigênio.

Em relação à musculatura esquelética, os lesados medulares apresentam uma atrofia muscular abaixo do nível de lesão, apresentando uma quantidade maior de fibras do tipo II, dentro do primeiro ano de lesão (fibras de contração rápida e baixa resistência à fadiga). (ROCHESTER L ET AL, 1995). Quando os lesados iniciam o processo de EENM, há conversão das fibras tipo II em tipo I (fibras de contração lenta, resistentes à fadiga), com aumento da resistência e força muscular melhora da resistência cardiorrespiratória (BARSTOW TC ET AL, 1996).

Em relação à qualidade óssea, a EENM nos lesados medulares, os resultados são controversos, porém acredita-se que dependendo do tipo do exercício (carga de trabalho), duração e análise proposta para detecção da massa óssea, nota-se que há uma tendência a melhora da qualidade óssea. (BELANGER ET AL, 2000).

Em relação ao consumo de oxigênio, a EENM nos lesados medulares, melhora a capacidade física, aumentando o volume de oxigênio, previne

desordens circulatórios, diminui os riscos de doenças cardio-respiratórias, obesidade e hipercolesterolemia. (BARSTOW TC ET AL, 1996).

3.4. Anatomia do tornozelo e pé do lesado medular

Pés e tornozelos de indivíduos com lesões medulares apresentam os mesmos aspectos anatômicos dos pés e tornozelos de pessoas normais, porém com algumas particularidades. Pelo fato destes indivíduos apresentarem ausência de sensibilidade tátil, proprioceptiva e dolorosa, além de terem a presença de osteoporose, rigidez articular e espasticidade, algumas complicações nos pés e tornozelos podem ser observadas, tais como neuroartropatia de Charcot, úlceras, fraturas, diminuição de densidade óssea, lacerações, bolhas, acentuação das deformidades, micoses, onicocriptose, celulite e osteomielite.

Além disso, devido ao desuso seus pés e tornozelos podem apresentar contraturas e osteoporose. A contratura leva a uma diminuição do arco de movimento e à alteração nas propriedades mecânicas dos tecidos articulares. Há uma rigidez dos tecidos musculares e capsulares associados a um encurtamento muscular pela perda de sarcômeros e fibras musculares (McDONALD MF ET AL, 2005). A diminuição da densidade óssea ocorre pela perda de estresse mecânico (desuso) e por alterações neurogênicas (BEN M ET AL, 2005).

3.5. Osteoporose

O osso é um tecido vivo em constante metabolismo, constituído por células (osteócitos, osteoblastos e osteoclastos), fibras colágenas e substância fundamental. Os osteoblastos são responsáveis pela síntese da matriz óssea; os osteoclastos pela reabsorção óssea e os osteócitos são as células do osso maduro. O equilíbrio entre a atividade destas células é que resulta no processo de destruição ou remodelação óssea. Quando há a perda deste equilíbrio, prevalecendo a reabsorção óssea e diminuindo a massa óssea, acontece a osteoporose.

A osteoporose é uma doença caracterizada pela baixa quantidade de massa óssea e por deteriorações da microarquitetura do tecido ósseo, levando à fragilidade do osso e conseqüentemente aumento do risco de fraturas, principalmente no punho, no quadril e na coluna vertebral.

A diminuição da produção de hormônios ovarianos (estrógeno e progesterona) e a ausência de peso nos membros inferiores aceleram o processo de reabsorção óssea pelos osteoclastos, diminuindo a massa óssea. O enfraquecimento da microarquitetura óssea leva a sua fragilidade, propiciando fraturas (DEMPSTER DW, 1995).

Devido à paralisia que acomete os lesados medulares, há uma diminuição da tensão mecânica sobre os ossos pela ausência de contração muscular e de forças compressivas durante a sustentação do peso na posição ortostática (CARVALHO DCL ET AL, 2001). A tensão mecânica é responsável por realizar a

deformação no osso, que reduz a reabsorção e estimula a formação óssea na região em que a carga é submetida (GROSS TS ET AL, 1997).

Além da perda da tensão mecânica, outros fatores interferem na osteoporose em lesados medulares, como a diminuição de IGF-1 (*Insulin – like growth factor 1*) e hormônio de crescimento e as alterações no sistema nervoso autônomo (BAUMAN WA ET AL, 2000; ZEHNDER Y ET AL, 2004).

O hormônio do crescimento produzido pela hipófise anterior estimula o fígado a produzir IGF-1, o qual é responsável pela duplicação e maturação dos pré-osteoblastos.

A diminuição dos hormônios, da tensão mecânica e o comprometimento do sistema nervoso autônomo (leva a uma alteração no fluxo sanguíneo, promovendo diminuição da atividade osteoblástica), (GOLMAERE S ET AL, 1994). A alteração do fluxo sanguíneo diminui a oferta de oxigênio e de nutrientes ao sangue, necessários para nutrir os tecidos, transformando as células mesenquimais em osteoclastos, o que leva ao aumento da reabsorção óssea. Isso torna mais compreensível o fato que, onde há mais osso trabecular e em regiões altamente vascularizadas, pode ocorrer desmineralização óssea mais acentuada, explicando alterações densitométricas em lesados medulares (DAUTY M ET AL, 2000).

A massa óssea é medida pela densidade mineral óssea e os resultados são avaliados a partir do Desvio Padrão (DP) em relação a valores de referência (LEWIECKI EM ET AL, 2004) ao adulto jovem e saudável. Segundo esses valores, os resultados são assim classificados: até 1,0 DP – normal, de -1 a -2,5 DP – osteopenia, abaixo de -2,5 DP – osteoporose. Valores acima de -2,5 DP indicam risco aumentado de fratura.

A osteoporose é uma das principais complicações que ocorrem nos lesados medulares. Há diminuição da densidade óssea pela perda do estresse mecânico (desuso) e por alterações neurogênicas. No primeiro ano de lesão, estes indivíduos perdem até 50% da densidade óssea, a qual se mantém estável a partir do segundo ano (BEN M ET AL, 2005; OTT SM, 2001; SHIELD ET AL, 2006).

Uma das estratégias para melhorar a qualidade óssea em lesados medulares é a reabilitação com estimulação elétrica muscular associada a um sistema de suporte parcial de peso. (FIELD-FOTE EC, 2001). Tal sistema permite que estes indivíduos se mantenham na posição ortostática e se movimentem, proporcionando benefícios gerais como: aumento do fluxo sanguíneo e do HDL (lipoproteínas de alta densidade ou *high density lipoproteins*), diminuição da incidência de cálculos renais e úlceras de decúbito, melhora da digestão, da autoestima, do sistema cardiovascular e da eficiência energética do paciente, ampliando sua performance para execução das atividades diárias (HIDLER JM ET AL, 2002). Benefícios para o sistema musculoesquelético incluem diminuição de contraturas, de espasticidade, de osteoporose e de deformidades nos membros inferiores.

A maior parte das fraturas em lesados medulares ocorre no fêmur distal (54%) e tibial proximal (73%), sendo que 4,6% a 7,3% dos pacientes apresentarão alguma fratura no decorrer da vida. As principais complicações de fraturas no lesado medular incluem pseudartrose, infecção e ulcerações (BRYSON JE ET AL, 2009).

A avaliação da densidade óssea pode ser realizada de duas formas, a saber: ultrassonografia quantitativa de calcâneo e densitometria óssea.

A ultrassonografia quantitativa de calcâneo (UQC) é um método prático, barato, portátil e sem exposição à radiação. O calcâneo é um osso de fácil acesso, com seu aspecto lateral e medial plano e paralelo. É composto (90%) por osso trabecular, apresenta alto *turnover* metabólico e padrão ósseo semelhante ao da coluna vertebral. Por conta de sua característica mecânica trabecular, sofre tensões estáticas e dinâmicas pelo ortostatismo e pela marcha humana.

A UQC utiliza ondas ultrassônicas de baixa frequência para medir diferentes propriedades ósseas, por meio de dois parâmetros (velocidade do som e atenuador de bandas largas do ultrassom), gerando um índice de rigidez para o osso. Tem seu uso descrito na literatura de forma satisfatória na predição do risco de fraturas ósseas consequentes à osteoporose, porém não se apresentou confiável para a monitorização do tratamento medicamentoso da osteoporose (CANHÃO H ET AL, 2006) por apresentar diferenças entre os aparelhos e os parâmetros utilizados.

A densitometria óssea (DEXA) da coluna lombar e do colo do fêmur constitui o teste padrão ouro para avaliação óssea. Para sua obtenção é utilizada a absorptometria radiológica de dupla energia. A DEXA quantifica a massa óssea, porém não é capaz de fornecer informações sobre a qualidade do osso. A qualidade e a microarquitetura das trabéculas correspondem a até 50% da resistência mecânica do osso, o que equivale a uma relação de 0,43 entre a densidade óssea e a resistência do osso. Esta relação explica que em muitos casos o risco de fratura pode ser maior que o valor da densitometria óssea, devido à microarquitetura óssea frágil não diagnosticada efetivamente pela densitometria. O teste é de alto custo e faltam equipamentos em locais com menor infraestrutura,

existindo também a dificuldade em extrapolar parâmetros do risco de fraturas de quadril para outros pontos do esqueleto, como punho e coluna lombar (CANHÃO H ET AL, 2006).

A associação entre DEXA e UQC apresenta uma margem de confiança de 90% de especificidade e de sensibilidade. (HANS D ET AL, 2009)

4. CASUÍSTICA E MÉTODO

No período de janeiro a outubro de 2009, trinta pacientes do ambulatório de lesados medulares no Hospital das Clínicas da Unicamp que realizam EENM (grupo A) tiveram seus pés e tornozelos submetidos à avaliação clínica e radiográfica e foram comparados a grupo de lesados que não realizam EENM (grupo B) e a grupo de indivíduos normais (grupo C). Foi também avaliada a densidade óssea de 15 pacientes que iniciariam EENM no ambulatório de lesados medulares no Hospital das Clínicas da Unicamp (grupo D), comparando-a com um grupo de pacientes normais (grupo E).

O grupo A consistiu de 30 pacientes lesados medulares que realizavam estimulação elétrica neuromuscular como método de reabilitação. Deste grupo participaram 24 pacientes do sexo masculino e seis do sexo feminino, com média de idade de 34,6 anos (variação de dez a 64 anos). Vinte e um deles eram paraplégicos e nove tetraplégicos; doze sofreram lesão devido a acidente automobilístico, atropelamento (três), mergulho (quatro), acidente de bicicleta (um), acidente motociclístico (três), ferimento com arma de fogo (seis), um por tuberculose na coluna torácica e outro por cirurgia de coluna lombar. A média do tempo de lesão foi de 8,2 anos (variando de um a 15 anos), com tempo médio de reabilitação com EENM de 3,4 anos (variação de um a 13 anos).

O grupo B consistiu de dez lesados medulares que não realizavam reabilitação com EENM. Este grupo compreendia nove pacientes do sexo masculino e um do sexo feminino, com média de idade de trinta anos (variando de 20 a 59 anos). Quatro pacientes eram paraplégicos e seis tetraplégicos; quatro foram lesionados em acidente automobilístico, dois durante mergulho, um por

acidente de bicicleta, um por acidente motociclístico e dois por ferimento com arma de fogo; com tempo médio de lesão de 3,8 anos (um a 11 anos).

O grupo C consistiu de 11 pacientes normais (sem lesão medular), sendo cinco pacientes do sexo masculino e seis do sexo feminino, com média de idade de 29,5 anos, variando de 18 a 40 anos.

O grupo D consistiu de 15 pacientes lesados medulares que iniciariam reabilitação com eletroestimulação neuromuscular (EENM). Todos os pacientes deste grupo eram do sexo masculino, com média de idade de 32,8 anos (variando de 21 a 45 anos), sendo nove paraplégicos e seis tetraplégicos. A média do tempo de lesão foi de 6,8 anos (variando de dois a 11 anos).

O grupo E consistiu de dez pacientes normais (sem lesão medular) do sexo masculino com média de idade de 27,4 anos (variando de 26 a 30 anos).

Foram incluídos nos grupo A e D lesados medulares completos (ASIA A) com neurônio motor inferior íntegro, ausência de doenças cardiopulmonares, sem antecedente traumático nos pés e tornozelos e tempo mínimo de acompanhamento no programa de reabilitação de um ano. Lesados medulares incompletos e com patologias clínicas e ortopédicas prévias foram excluídos deste estudo.

O tratamento do grupo A consistiu na manutenção do indivíduo na posição bípede com uso de andador (paraplégicos) ou equipamento de suporte e suspensão (tetraplégicos), os quais permitem que os movimentos das articulações dos quadris e joelhos permaneçam livres. As articulações dos pés e tornozelos foram protegidas com órtese rígida em neutro. Os músculos quadríceps e tibial anterior foram estimulados para marcha com estimulador elétrico de quatro canais

emitindo um sinal de 25Hz com pulsos monofásicos retangulares com 30MS de duração e uma intensidade máxima de 200V. Cada sessão durou de 20 a 30 minutos e aconteceu duas vezes na semana por período mínimo de um ano.

(Figura 6 e 7)



Figura 6: Equipamento de suporte e suspensão para tetraplégicos realizarem EENM na esteira.



Figura 7: Uso de andador para paraplégicos realizarem EENM.

A avaliação clínica dos pés e tornozelos envolveu documentação do alinhamento e eventuais deformidades e calosidades, mobilidade articular, detecção dos pulsos tibial posterior e pedioso, condições de pele, úlceras, micoses e onicocriptoses.

A mobilidade articular do talocrural, da talocalcânea e do médio pé, assim como a avaliação radiográfica, foram analisadas por um fisioterapeuta e um médico ortopedista, especialista em cirurgia do pé e tornozelo. O resultado obtido corresponde à média das mensurações realizadas pelos dois profissionais. Para mensuração da mobilidade foi utilizado um goniômetro manual seguindo os critérios de parâmetros da AOFAS (*American Orthopaedic Foot and Ankle Society*), (KITAOKA HB ET AL, 1994). **(Figuras 8, 9 e 10)**



Figura 8: Mensuração da mobilidade da articulação transversa do tarso: braço fixo do goniômetro – sobre a margem anterior da tíbia; braço móvel – sobre a superfície dorsal do II osso metatarsal; eixo na articulação do talocrural.

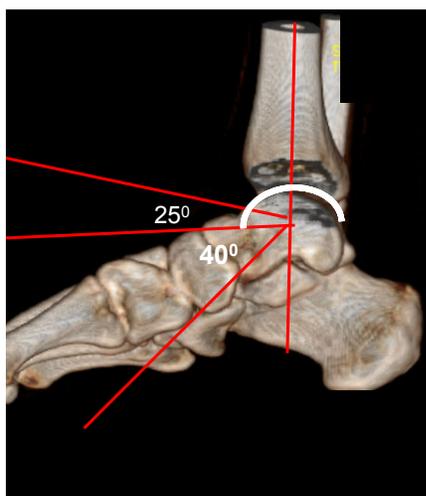


Figura 9: Mensuração da mobilidade da articulação talocrural: braço fixo do goniômetro – face lateral da fíbula; braço móvel superfície lateral V osso metatarsal; eixo na articulação do talocrural, junto ao maléolo lateral.

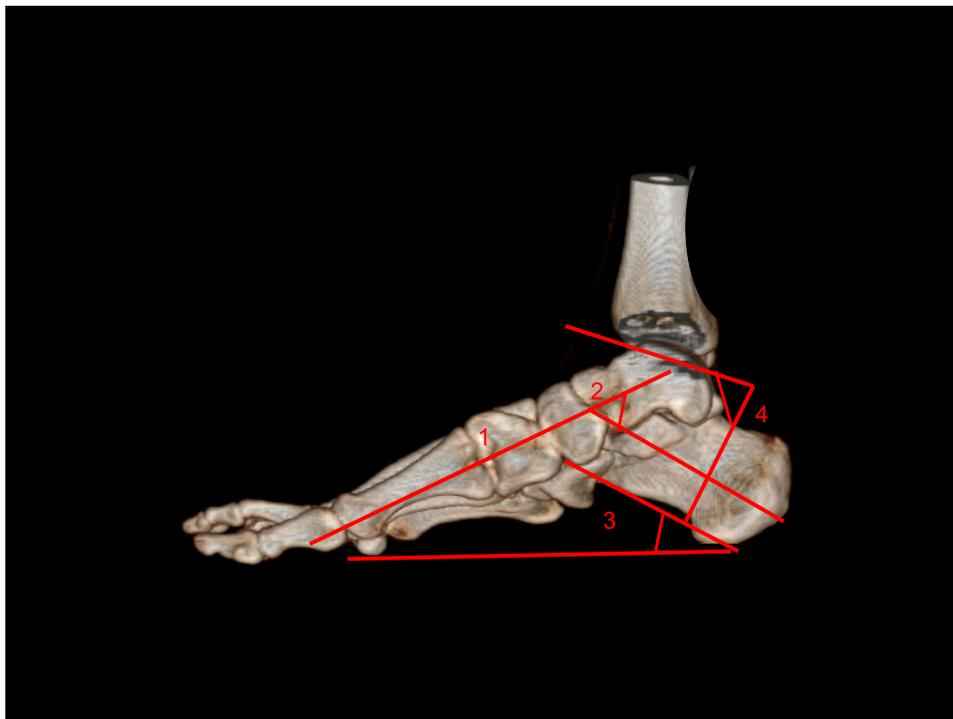


Figura 10: Mensuração da mobilidade da articulação talocalcânea: braço fixo do goniômetro – entre o ponto médio dos maléolos lateral e medial; braço móvel – sobre o terço médio do calcâneo; eixo na articulação do talocalcânea.

Para avaliação radiográfica foram utilizadas radiografias padronizadas com as incidências dorsoplantar (AP) e perfil com apoio, medindo-se, com goniômetro manual, os ângulos de hálux valgo, intermetatarsal, talocalcâneo, calcâneo-solo, tálus em relação ao primeiro osso metatarsal e tibiocalcâneo, segundo critérios Smith (COUGHLIN MJ ET AL, 2002) como apontam as **(Figuras 11 e 12)/(Tabela 1)**



FIGURA 11 – Radiografia antero-posterior: 1) ângulo hálux valgo 2) ângulo intermetatarsal 3) ângulo talocalcâneo) ângulo hálux valgo: formado pela interseção dos longos eixos da falange proximal e do primeiro osso metatarsal. Normal é ao redor 15°. Ângulo intermetatarsal: formado pela interseção dos longos eixos do primeiro e segundo ossos metatarsais. Normal é ao redor 9°. Ângulo talocalcâneo: formado pela interseção dos longos eixos do calcâneo e do tálus. Normal é ao redor 30°.



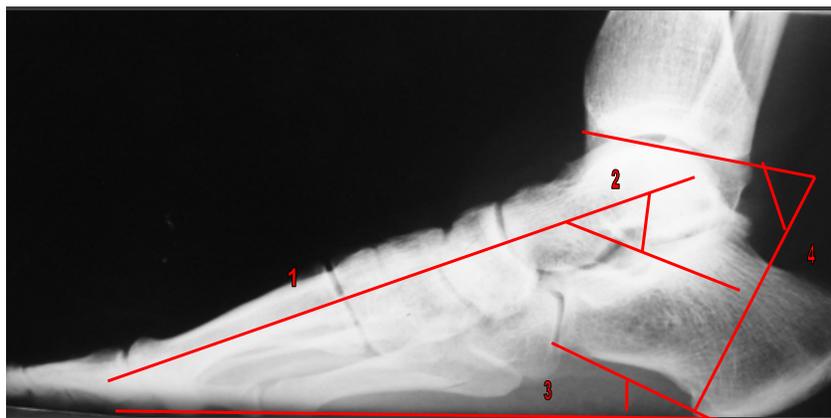


FIGURA 12: Radiografia lateral: 1) ângulo tálus em relação ao primeiro osso metatarsal, 2) ângulo talocalcâneo 3) ângulo calcâneo-solo; 4-ângulo tibioalcâneo. Ângulo tálus em relação ao primeiro osso metatarsal: formado pela interseção dos longos eixos do tálus com primeiro osso metatarsal. Normal é entre -4° e 4° . Ângulo talocalcâneo lateral: formado pela interseção dos longos eixos do calcâneo e o tálus; normal é ao redor 30° . Ângulo calcâneo-solo: formado pela interseção dos longos eixos do calcâneo e do solo; normal ao redor 30° . Ângulo tibioalcâneo: formado pela interseção dos longos eixos do calcâneo e a superfície articular da tíbia; normal é ao redor 90° .

Tabela 1: Relação dos ângulos com desvios e tendências a deformidades encontradas nos pés.

	NORMAL (graus)	Angulação	Angulação
		maior com tendência a deformidade do tipo:	menor com tendência a deformidade do tipo:
ângulo do hálux valgo	15	Hálux valgo	Hálux varo
ângulo intermetatarsal	9	Metatarso varo	Metatarso valgo
ângulo talocalcâneo ap	30	adução	abdução
ângulo calcâneo solo	30	Cavo/supino	Plano/ pronado
ângulo talocalcâneo perfil	30	cavo	Plano
ângulo talo-1º osso metatarsal	4 a -4	Cavo/supino	plano/pronado
ângulo tibioalcâneo	90	Pé calcâneo	Eqüino

Os resultados das avaliações clínica e radiográfica dos pés e tornozelos do grupo A foram comparados com os grupos B e C, utilizando-se os mesmos critérios de mensurações estabelecidos para o grupo A.

A densidade óssea foi avaliada pelo exame de densitometria óssea, Absormetria Radiológica de Dupla Energia (Luna DPX – Luna radiation corporation, Madson, WI) e pela ultrassonografia do calcâneo (Sonost 2000, Osteosys corporation, Seul/Korea, alta geração de pulso de voltagem, fase simples, 30w 110-240v, transdutor modelo V301 – 5U). **(Figuras 13 e 14)**

Os resultados foram avaliados a partir do Desvio Padrão (DP) em relação a valores de referência ao adulto jovem. Valores superiores a -1,0 DP – normal, de -1 a -2,5 DP – osteopenia, abaixo de -2,5 DP – osteoporose.



Figura 13: Absorimetria Radiológica de Dupla Energia - Luna DPX

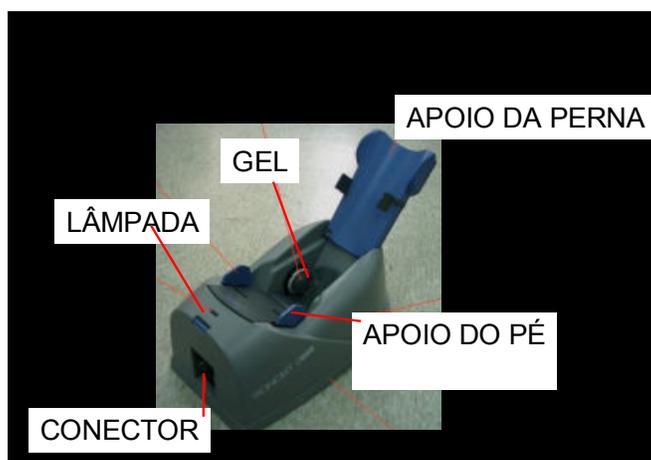


Figura 14: Ultrassonografia do Calcâneo - Sonost 2000

Em seguida foram comparadas as medidas de UQC e DEXA entre o grupo de lesados medulares (grupo D) e o grupo controle (grupo E). Foram avaliados pela DEXA a coluna lombar dos lesados medulares e o colo do fêmur nos dois grupos. A UQC avaliou o calcâneo de ambos os grupos.

Para avaliação estatística, os grupos A, B e C foram comparados utilizando o teste de Kruskal-Wallis. No caso de ter sido encontrada diferença significativa ($p < 0.05$) estudou-se as comparações duas a duas (cada grupo com outro grupo) através do teste de Mann-Whitney.

A avaliação estatística dos grupos D e E utilizou o teste Mann-Whitney. Para comparações entre os valores de DEXA e UQC foi usado o teste de Wilcoxon Pareado. Há diferença significativa quando o valor de $p < 0.05$.

Este estudo seguiu os regulamentos institucionais e governamentais éticos para estudos em seres humanos voluntários e foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP (Projeto 879/2007).

As características epidemiológicas do grupo A e B encontram-se nas tabelas 2 e 3, respectivamente:

Tabela 2 - Características epidemiológicas do grupo A.

PACIENTE	IDADE (ANOS)	SEXO	PARA/TETRA	MECANISMO	NIVEL	TEMPO LESÃO (ANOS)	INICIO LAB (ANOS)	PROFISSÃO
1	61	M	PARA	TB OSSEO	T4	15	4	CAMINHONEIRO
2	37	M	PARA	FAF	T10	9	7	BOMBEIRO
3	32	M	PARA	FAF	T6	8	8	MECÂNICO
4	40	F	PARA	ATROPELADO	T6	19	9	PEDAGOGO
5	21	M	PARA	ACID. MOTO	T3	2	1	ESTUDANTE
6	25	M	PARA	FAF	T9	8	4	AUXILIAR COBRANÇA
7	26	F	PARA	ACID. AUTOM	T2	2	1	ESTILISTA
8	27	M	PARA	FAF	T1	6	3	AUXILIAR ADMINISTRATIVO
9	31	M	TETRA	MERGULHO	C5	13	13	ECONOMISTA
10	41	M	PARA	ACID. AUTOM	T5	11	5	ESCRITORIO
11	43	M	TETRA	ACID. AUTOM	C5	5	2	FILOSOFO
12	33	M	PARA	ACID. AUTOM	T7	13	1	ECONOMISTA
13	35	M	PARA	ACID. MOTO	T5	2	2	AFASTADO - AJUDANTE
14	40	M	PARA	ACID. AUTOM	T6	9	7	BANCÁRIO
15	33	M	TETRA	MERGULHO	C6	11	3	WEB DESIGN
16	45	M	TETRA	ACID. AUTOM	C4	8	2	OPERADOR MAQUINA
17	51	F	PARA	CIRURGIA IATROGENICA	T9	2	1	ADVOGADA
18	44	M	PARA	ATROPELADO	T10	10	1	VENDEDOR
19	29	M	TETRA	ACID. AUTOM	C7	9	1	AFASTADO
20	25	M	TETRA	ACID. AUTOM	C5	10	1	BIOLOGO
21	29	M	PARA	ACID. AUTOM	T5	9	2	BARMAN
22	40	M	TETRA	FAF	C6	7	3	APOSENTADO
23	57	M	PARA	ACID. AUTOM	T5	1	1	EX POLICIAL - RESTAURANTE
24	22	F	TETRA	TOBOAGUA	C5	2	1	PROFESSOR - AFASTADO
24	64	M	PARA	FAF	T3	8	2	PROFESSOR
26	30	M	TETRA	MERGULHO	C5	7	6	ESTUDANTE
27	25	M	PARA	ACID. MOTO	T5	7	1	APOSENTADO
28	12	M	PARA	ACID. AUTOM	T2	10	9	ESTUDANTE
29	30	F	PARA	ATROPELADO	T5	13	2	ADVOGADA
30	10	F	PARA	ACID. AUTOM	T8	10	1	ESTUDANTE

M: MASCULINO; F: FEMININO; PARA: PARAPLÉGICO; TETRA: TETRAPLÉGICO; LAB.: LABORATÓRIO; TB: TUBERCULOSE; FAF; FERIMENTO POR ARMA DE FOGO; ACID. : ACIDENTE; AUTOM: AUTOMÓVEL

FONTE: PACIENTES DO AMBULATÓRIO DE REABILITAÇÃO DO HOSPITAL DAS CLÍNICAS UNICAMP.

Tabela 3: Características epidemiológicas do grupo B.

PACIENTE	IDADE (ANOS)	SEXO	PARA/ TETRA	MECANISMO	NÍVEL	TEMPO DE LESÃO(ANOS)	PROFISSAO
1	20	M	PARA	FAF	T11	2	ESTUDANTE
2	39	M	TETRA	MERGULHO	C5	11	APOSENTADO
3	30	M	TETRA	ACID. BICICLETA	T1	2	APOSENTADO
4	25	M	PARA	ACID. AUTOM	T4	5	APOSENTADO
5	27	M	PARA	FAF	T7	5	TÉCNICO INFORMATICA
6	23	M	TETRA	ACID. AUTOM	C4	2	ESTUDANTE
7	20	M	TETRA	MERGULHO	C6	1	APOSENTADO
8	59	M	TETRA	ACID. BICICLETA	C4	1	EMPRESÁRIO
9	25	M	PARA	ACID. AUTOM	T7	2	ADMINISTRADOR
10	32	F	TETRA	ACID. AUTOM	C7	7	MATEMÁTICA

M: MASCULINO; F: FEMININO; PARA: PARAPLÉGICO; TETRA: TETRAPLÉGICO; FAF; FERIMENTO POR ARMA DE FOGO; ACID. : ACIDENTE; AUTOM.: AUTOMÓVEL

PACIENTES DO AMBULATÓRIO DE REABILITAÇÃO DO HOSPITAL DAS CLÍNICAS UNICAMP.

5. RESULTADOS

A média da mobilidade da articulação talocalcânea foi de 23,4° no grupo A; 13,5° no grupo B e 28,9° no grupo C. Na comparação da mobilidade da talocalcânea entre os grupos A e B, B e C foram constatadas diferenças significativas (0.0092 e 0.0034 respectivamente). Na articulação transversa do tarso a média da mobilidade foi de 22,5° no grupo A; 15,3° no grupo B e 24,1° no grupo C. Comparando a mobilidade da articulação transversa do tarso entre os grupos A e B, B e C obteve-se diferenças significativas (respectivamente 0.0184 e 0.0022). A média da mobilidade da articulação do talocrural foi de 41,4° no grupo A; 34,3° no grupo B e 63,6° no grupo C. Esta mobilidade, quando comparada entre os grupos A e C, B e C apresentou diferenças significativas (0.0009 e 0.0008, respectivamente).

A média da mensuração do ângulo do hálux valgo foi 17,5° para o grupo A; 14,8° para o grupo B e 15,6° para o grupo C. A média do intermetatarsal foi 9,1° (grupo A); 8,1° (grupo B) e 10,1° (grupo C). A média para o ângulo talocalcâneo em AP foi 23,5° (grupo A), 18,9° (grupo B) e 24° (grupo C). A média do ângulo calcâneo–solo foi de 25° para o grupo A; 25,3° para o grupo B e 26,8° para o grupo C. O ângulo talocalcâneo no perfil apresentou as seguintes médias: 44,7° para o grupo A; 36,8° para o grupo B e 31,1° para o grupo C. Quando este ângulo foi comparado entre os grupos A e C, B e C, houve diferenças significativas (0.0184 e 0.0040, respectivamente).

A média do ângulo entre o tálus e o primeiro osso metatarsal foi 13,8° (grupo A), 19,3° (grupo B) e 4,0° (grupo C). Este ângulo, quando comparado entre os grupos A-C e B-C, apresentou diferenças significativas (0.0089 e 0.0075, respectivamente).

A média do ângulo tibiocalcâneo no grupo A foi de 81°, no grupo B foi de 80,6° e no C de 81,8°. As deformidades encontradas nos pés dos sujeitos do grupo A incluíram dois pacientes com dedos em garra e um com pés planos bilateral, enquanto no grupo B foram encontrados um pé com úlcera grau I no maléolo lateral e um pé com úlcera no calcâneo. (Tabela 4)

Tabela 4 – Descrição estatística dos grupos A, B, C

Medida	Grupo B			Grupo C			Grupo A			Compara			
	média	desvio padrão	mediana	média	desvio padrão	mediana	média	desvio padrão	mediana	ção dos 3 grupos	Grupo A X B	Grupo A X C	Grupo B x C
										Valor-p	Valor-p	Valor-p	Valor-p
articulação Talocalcânea	13.5	5.8	10.0	28.9	9.0	30.0	23.4	6.4	23.8	*0.0007	*0.0092	0.1603	*0.0034
articulação transversa do tarso	15.3	3.0	15.0	24.1	6.6	20.0	22.5	6.2	21.9	0.0018	*0.0184	0.8538	*0.0022
Articulação do talocrural	34.3	10.7	35.0	63.6	3.9	65.0	41.4	7.4	43.8	< *0.0001	0.1527	*0.0009	*0.0008
ângulo do hálux valgo	14.8	5.1	14.0	15.6	7.0	12.0	17.5	9.0	17.0	0.9180			
ângulo intermetatarsal	8.1	2.6	9.5	10.1	2.0	10.0	9.1	4.6	8.0	0.1405			
ângulo talocalcâneo AP	18.9	2.8	20.0	24.0	5.5	24.0	23.5	6.7	23.0	0.1728			
ângulo calcâneo solo	25.3	6.0	26.3	26.8	6.0	26.0	25.0	5.1	24.0	0.7310			
ângulo talocalcâneo perfil	31.1	6.4	31.3	44.7	5.0	44.5	36.8	7.7	38.0	*0.0020	0.1238	*0.0184	*0.0040
ângulo talo em relação ao primeiro osso metatarsal	19.3	9.7	20.0	4.0	4.7	5.0	13.8	9.3	14.5	*0.0024	0.2313	*0.0089	*0.0075
ângulo tibiocalcâneo	80.6	14.1	85.0	81.8	12.8	90.0	81.0	12.1	90.0	0.9975			

* medidas estatisticamente significantes



Figura 15: Paciente do grupo A com dedos em garra no pé direito



Figura 16: Paciente do grupo A com dedos em garra nos pés (bilateral).



Figura 17: Paciente do grupo A com pés planos (bilateral)

As deformidades encontradas nos pés dos sujeitos do grupo A incluíram dois pacientes com dedos em garra e um com pés planos bilateral, enquanto no grupo B foram encontrados um pé com úlcera grau I no maléolo lateral e um pé com úlcera no calcâneo. **(Figuras 15,16,17,18 e 19)**



Figura 18: Paciente do grupo B com úlcera no calcâneo E.



Figura 19: Paciente do grupo B com úlcera no maléolo E.

Em relação à densidade óssea dos grupos D e E, o desvio padrão e a média dos resultados do *T score* com DEXA e UQC de lesados medulares e pacientes normais se encontram na tabela 5 e 6, respectivamente.

Os valores do *T score* no colo femoral com DEXA (0, 0022) e *T score* de calcâneo com UQC (0, 0005) apresentaram diferença significativa entre os grupos, com médias superiores no grupo dos normais em relação ao grupo de lesados medulares que iniciariam eletro-estimulação ($p < 0.05$), conforme tabela 7.

Houve diferenças significativas entre os *T score* da UQC e *T score* da coluna lombar, quando comparado ao *T score* do colo com DEXA no grupo de lesados que iniciariam EENM. **(tabela 8).**

Tabela 5: Resultados dos lesados medulares (Grupo D).

PACIENTES LESADOS	DEXA COLUNA T SCORE	DEXA COLO FEMORAL T SCORE	UQC T SCORE
1	-0,9	-2,2	-3,6
2	-2,1	-2,9	-3,4
3	-3,7	-3,7	-4,1
4		-0,3	-1,6
5	-1,5	-3,3	-3,8
6		-2	-3,9
7		-2,8	-4
8	-1,92	-1,92	-3,7
9	-1,5	-3,9	-3,8
10	-0,2	-1,3	-0,7
11	0,2	-0,1	-2,9
12	4,1	-1	-2,2
13	0,1	0,1	-3,4
14		-2,2	-4,6
15		-1,9	-3,4
MÉDIA	0,4	-1,8	-3,2
DP	1,7	1,8	1,0

Fonte: pacientes do ambulatório de lesados medulares do Hospital das Clínicas
(DEXA: densitometria óssea, UQC: ultrassonografia quantitativa do calcâneo, DP: desvio padrão)

Tabela 6: Resultados dos pacientes normais (Grupo E)

PACIENTES	DEXA COLO FEMORAL	UQC
NORMAIS	T SCORE	T SCORE
1	1,8	2,9
2	-0,6	1,4
3	-0,2	-0,8
4	-0,2	0,5
5	0,5	1,7
6	-0,6	0
7	-0,6	1,6
8	-0,2	0,9
9	-0,3	-0,2
10	2,1	0,6
MÉDIA	0,2	0,9
DP	1,0	1,1

Fonte: pacientes do ambulatório de lesados medulares do Hospital das Clínicas
(DEXA: densitometria óssea, UQC: ultrassonografia quantitativa do calcâneo, DP: desvio padrão)

Tabela 7: Estudo de densidade óssea entre UQC e DEXA entre os grupos D (LESADOS MEDULARES QUE INICIARIAM A EENM) e E (INDIVÍDUOS NORMAIS).

MEDIDA	VALOR-P
DEXA COLO (T SCORE)	0.0022
UQC CALCÂNEO (T SCORE)	0.0005

Tabela 8: Comparação entre DEXA e UQC em lesados medulares

MEDIDA DOS LESADOS	VALOR-P
DEXA COLUNA LOMBAR (T SCORE)	
UQC CALCÂNEO (T SCORE)	0.0020
DEXA COLO (T SCORE)	
UQC CALCÂNEO (T SCORE)	0.0195

6. DISCUSSÃO

A população analisada dos grupos A, B e D foi predominantemente jovem e do sexo masculino, que são os mais propensos a acidentes e conseqüentemente a sofrerem lesão medular, sendo compatível com o estudo de Levi et al (LEVI R ET AL, 1995).

A maioria dos pacientes era composta por indivíduos ativos que exerciam suas profissões de origem ou se adaptaram a atividades compatíveis com a incapacidade, na posição sentada e com pouca locomoção. Os acidentes de trânsito foram os maiores causadores de lesão medular, dados compatíveis aos de trabalhos realizados com a população norte-americana, européia e asiática (CHEN HY ET AL, 1997; MARTINS F ET AL, 1998; NOBUAGA AL ET AL, 1999; LASFARGUES JE ET AL, 1995; SILBERSTEIN B ET AL, 1995).

Em relação ao segmento vertebral acometido, 38% dos pacientes apresentaram lesão cervical e o restante (62%) tiveram lesões toracolombares. A literatura evidencia maior prevalência de lesão cervical (KANNUS P ET AL, 2000; VAN ASBECK FW ET AL, 2000), entretanto estudo de Levi *et al.* (LEVI R ET AL, 1995) aproxima-se da casuística desta pesquisa, provavelmente pela semelhança do mecanismo do trauma.

A identificação das causas de lesões medulares pode contribuir para a adoção de medidas preventivas referentes ao risco que oferecem. Tais medidas incluem diminuição dos altos custos hospitalares e adoção de programas de reabilitação profissional, psicológico e de interação social. Alguns planos preventivos poderão ser adotados diante das causas estabelecidas.

Em relação aos acidentes de trânsito, medidas educativas e punitivas relativas a não dirigir alcoolizado, usar cinto de segurança, dirigir na velocidade

permitida, além da implantação de radares e respeito às leis de trânsito, ajudariam a minimizar tais ocorrências.

Acidentes durante mergulho e demais atividades esportivas, como também acidentes de trabalho, poderiam ser prevenidos utilizando itens de segurança (capacetes, cintos, óculos, máscaras) e vestimentas apropriadas para cada atividade.

Investimento em segurança pública por parte das autoridades legais e promulgação de leis que punam eficientemente a violência urbana podem também diminuir a ocorrência de ferimentos por armas de fogo. Outra medida que pode prevenir lesões medulares é o atendimento das vítimas por equipes médicas e paramédicas especializadas e capacitadas para atender pacientes politraumatizados. Tal medida ajudaria a diminuir complicações e aumentaria a expectativa de sobrevida devido ao atendimento inicial mais adequado e eficiente.

A reabilitação de pacientes lesados medulares avançou muito e a expectativa de vida atual desses pacientes assemelha-se a de um indivíduo normal devido às menores taxas de morbidades relacionadas à lesão. Nos centros de reabilitação há equipes interdisciplinares que auxiliam os lesados medulares a se recompor e se readaptarem a uma nova condição de vida.

Existem vários tratamentos para reabilitação de lesados medulares, que vão desde fisioterapias domiciliares ou em clínicas altamente especializadas com profissionais multidisciplinares, até as técnicas mais modernas, como implante de estimuladores no corpo. Devem ser consideradas também as pesquisas com uso de células tronco (HIDLER JM ET AL, 2002).

A reabilitação com estimulação elétrica muscular constitui uma opção de tratamento que permite que os lesados medulares mantenham-se na posição ortostática e movimentem-se, diminuindo complicações como contraturas, espasticidade, osteoporose e deformidades nos membros inferiores. Também possibilita ampliar a eficiência energética do paciente, melhorando o desempenho na execução das atividades diárias (KIM CM ET AL, 2004; HIDLER JM ET AL, 2002).

A casuística deste grupo tem como diferencial da maioria dos estudos (GASPAR AP ET AL, 2003; DeVIVO MJ, 1997; SILBERSTEIN B ET AL, 1995; AITO S, 2003; FRANKEL HL ET AL, 1969; MASINI M ET AL, 1995; SOUZA MF JR ET AL, 2002; KEWALRAMANI ET AL, 1977) o nível sócio-econômico dos pacientes envolvidos. São indivíduos que apresentam lesão medular há anos e encontram-se readaptados e reinseridos na sociedade. A reabilitação com estimulação elétrica muscular é uma opção a mais de reabilitação, com vistas a restabelecer a capacidade de marcha, ainda que parcial. Infelizmente é uma opção para poucos no Brasil, já que muitos pacientes não possuem condições econômicas e sociais para participar de centros ou programas de reabilitação, de acesso difícil e em número reduzido.

Em relação aos pés e tornozelos dos lesados medulares, as deformidades encontradas nos pés do grupo A (dedos em garra e pés planos) e do grupo B (úlceras grau I no maléolo lateral e no calcâneo). Segundo o Centro de Dados sobre Lesão Medular (POWNEL PH, 1989), há necessidade de calçados adequados para evitar futuras lesões quando os lesados medulares são submetidos a treinamento de carga parcial. A ausência de achados como úlceras,

micoses e onicocriptoses pode ser justificada devido ao bom nível de educação e informações da população estudada.

Os resultados médios da mobilidade das articulações talocalcânea, transversa do tarso e talocrural dos pacientes dos grupos A e B foram inferiores aos valores encontrados em indivíduos normais (grupo C); porém a mobilidade do grupo A é maior que no B, que não realiza EENM. Esta diminuição acontece principalmente no grupo B pelo desuso e pela rigidez e encurtamento dos tecidos musculares e capsulares, com perda de sarcômeros e fibras musculares. (MCDONALD MF, KEVIN GARRISON M, SCHMIT BD. 2005)

O exame radiográfico demonstrou normalidade na média dos ângulos hálux valgo, ângulo intermetatarsal, ângulo talocalcâneo na posição dorsoplantar, ângulo calcâneo-solo e ângulo tibioalcâneo no perfil entre os grupos A e C. Os ângulos talocalcâneo e entre o tálus e o primeiro osso metatarsal, ambos na posição perfil dos grupos A e B, demonstraram um aumento na média de seus valores angulares, estatisticamente significativo em relação ao padrão de um indivíduo normal (grupo C). Estas alterações angulares sugerem que estes pés, na posição de apoio e sem carga axial, encontram-se numa posição de supinação. No entanto, clinicamente esta posição não foi evidenciada.

As alterações radiográficas e a diminuição da mobilidade observadas no grupo A são estatisticamente significativas em relação aos pacientes normais (grupo C), porém não tiveram repercussões clínicas nestes pés, que se mantiveram plantígrados e em posição adequada para locomoção com carga.

Este fato sugere que o tratamento com carga parcial e eletroestimulação mantém pés e tornozelos de lesados medulares em condições de deambulação, o

que é um ponto favorável no caso de novas tecnologias permitirem a estes pacientes readquirirem capacidade autônoma de marcha. As avaliações clínica e radiográfica dos pacientes do grupo B, quando comparadas ao grupo C, sugerem que estes pés (B) são mais rígidos que aqueles do grupo A. Esta rigidez deve ser levada em consideração, pois a distribuição de carga sobre as articulações é reduzida, desequilibrando as forças que atuam nos pés, podendo causar fraturas por sobrecarga e úlceras.

Algumas limitações deste estudo devem ser consideradas. As mensurações angulares e de mobilidade foram realizadas manualmente por dois examinadores independentes. Cada examinador realizou três mensurações e a média foi obtida em relação às seis medidas realizadas, isso repetido para cada angulação radiográfica e para cada valor de mobilidade. Tal método foi realizado pela falta de um goniômetro digital (SCHNEIDER W ET AL, 2003).

Não foram encontrados na literatura estudos sobre o padrão dos pés e tornozelos no lesado medular, tratados ou não. Esta ausência de publicações sugere serem necessários mais trabalhos para definição de padrões e comparação de diferentes tratamentos para este grupo de pacientes, em sua tentativa de retorno à deambulação.

A densidade óssea dos pacientes do grupo D e do grupo E foi analisada pela DEXA e pela UQC, utilizando-se na discussão dos resultados o T score.

No grupo D a média encontrada do T score da coluna lombar foi normal (0,4) e no colo do fêmur foi observada osteopenia (-1,8). Quando este grupo foi analisado com a UQC, a média do T score foi de -3,2, sendo classificada como osteoporose. Quando estes valores são comparados com o grupo controle (grupo

E) nota-se diferença estatística entre os grupos, demonstrando uma diminuição da densidade óssea nos lesados medulares.

Quando se compara DEXA da coluna lombar e do colo com UQC no grupo D, nota-se uma diferença estatística que demonstra diminuição da densidade óssea de proximal para distal. Ou seja, diminuição gradual da densidade da coluna lombar para o colo femoral e para o calcâneo, respectivamente. Isto demonstra que onde há estresse biomecânico, há estímulo osteogênico. Portanto, na posição sentada há efeito da ação da gravidade na coluna lombar e efeito menos intenso no colo do fêmur, porém no calcâneo este efeito é nulo (BEN M ET AL, 2005; SHIELDS RK ET AL, 2006). Este fenômeno é conhecido como dissociação da desmineralização óssea entre quadril e coluna (BAUMAN WA ET AL, 1999; LESLIE WD ET AL, 1993).

Além do efeito mecânico relacionado à osteoporose nos lesados medulares, outros fatores como o hormonal, o neural e o efeito da carga elétrica, estão relacionados ao mecanismo da fisiopatologia da remodelação óssea nestes indivíduos (OTT SM, 2001; ELEFTERIOU F, 2005; ELIAS NA ET AL, 1992; JERGAS M ET AL, 1997; CARVALHO DC ET AL, 2006; CARVALHO DC ET AL, 2005; JIANG SD ET AL, 2006).

O efeito do estresse mecânico sobre os membros inferiores é extremamente importante para manutenção da massa óssea. Isso explica porque a densidade óssea do colo e do calcâneo é normal nos pacientes do grupo E. Não houve diferença estatística entre os métodos de mensuração nos diferentes locais anatômicos realizados.

Pelo fato dos lesados apresentarem osteopenia e osteoporose, cuidados redobrados devem ser tomados para o início da reabilitação com eletroestimulação. Os membros inferiores, principalmente pés e tornozelos, devem ser mantidos em órteses e o estímulo elétrico realizado nos grupos musculares deve ser gradativo e controlado para evitar traumatismos nos ossos. As fraturas nos lesados medulares são de difícil consolidação e propiciam o aparecimento da artropatia de Charcot, por alterações neurogênicas típicas destes pacientes (BRYSON JE ET AL, 2009).

Algumas limitações foram detectadas em relação ao estudo entre DEXA e UQC. Tanto a DEXA como a UQC apresentam erro de mensurações, principalmente em lesados medulares. Devido à contratura e rigidez há dificuldade de posicionamento e os resultados podem não ser fidedignos. Além disso, pelo fato da gravidade ser nula nos calcâneos, é difícil correlacionar a osteoporose avaliada nele com o risco de fratura.

Pela ausência de publicações sobre o uso da UQC nos lesados medulares, parecem ser necessários mais estudos para definição de exames de baixo custo, simples e de boa qualidade para o diagnóstico e tratamento da osteoporose.

7. CONCLUSÃO

Este estudo permitiu concluir que a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) com carga parcial mantém pés e tornozelos de lesados medulares plantígrados e em posição adequada para deambulação. Essa constatação parece confirmar um aspecto favorável no caso de novas tecnologias permitirem que estes pacientes readquiram capacidade autônoma de marcha.

Em relação à avaliação da densidade óssea pelo baixo estresse mecânico nos calcâneos de lesados medulares, pode-se concluir que a UQC não apresenta resultados que possam ser correlacionados com a DEXA para diagnóstico de osteoporose. Não é possível afirmar que UQC seja uma boa escolha para diagnóstico e acompanhamento dos lesados medulares osteoporóticos.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aito S. Gruppo Italiano Studio Epidemiologico Mielolesioni (GISEM Group). Complications during the acute phase of traumatic spinal cord lesions. *Spinal Cord*. 2003; 41(11): 629-635.

American Spinal Injury Association. International Standards for Neurological Classifications of Spinal Cord Injury. revised ed. Chicago, Ill: American Spinal Injury Association; 2000;1-23.

Bauman WA, Spunger AM. Metabolic changes in persons after spinal cord injury. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 2000; 11 (1):109–140.

Bauman WA, Spungen AM, Wang J, Pierson RN, Jr., Schwartz E. Continuous loss of bone during chronic immobilization: a monozygotic twin study. *Osteoporos Int*.1999; 10:123-127.

Barstow TJ, Scremin AM, Mutton DL, Kunkel CF, Cagle TG, Whipp BJ. Changes in gas exchange kinetics with training in patients with spinal cord injury. *Med. Sci Sports Exerc*. 1996; 28 (10): 1221-1228.

Belanger M, Stein RB, Wheeler GD, Gordon T, Leduc B. Electrical stimulation: can it increase muscle strength and reverse osteopenia in spinal cord injured individuals? *Arch Phys Med Rehabil*, 2000; 81: 1090-1098.

Ben M, Harvey L, Denis S, Glinsky J, Goehl G, Chee S, Herbert RD. Does 12 weeks of regular standing prevent loss of ankle mobility and bone mineral density in people with recent spinal cord injuries? *Aust J Physiother.* 2005; 51(4):251-256.

Bryson JE, Gourlay ML. Bisphosphonate use in acute and chronic spinal cord injury: a systematic review. *J Spinal Cord Med.* 2009; 32:215-225.

Canhão H, Ferreira R, Costa L, Romeu JC, Fonseca JE, Branco J, Barros H. Normative data for quantitative ultrasound measurement of the calcaneus in a Portuguese population. *Acta Reumatol Port.* 2006 Jan-Mar; 31(1):65-73.

Carvalho, DCL, Cliquet A Jr. Energy expenditure during rest and treadmill gait training in quadriplegic subjects. *Spinal Cord.* 2005; 43:658-663.

Carvalho DCL, Garlipp CR, Bottini PV, Afaz SH, Moda MA, Cliquet A Jr. Effect of treadmill gait on bone markers and bone mineral density of quadriplegic subjects. *Braz J Med Biol Res.* 2006; 39:1357-1363.

Carvalho DCL, Carvalho M and Cliquet A Jr. Osteoporose por desuso: Aplicação na reabilitação do lesado medular. *Acta Ortop. Bras.* 2001 Set; 9 (3): 34-43.

Chen HY, Chiu WT, Chen SS *et al.* A nationwide epidemiological study of spinal cord injuries in Taiwan from July 1992 to June 1996. *Neurol Res.* 1997;19:617-622.

Coughlin MJ, Saltzman CL, Nunley JA 2nd. Angular measurements in the evaluation of hallux valgus deformities: a report of the ad hoc committee of the American Orthopaedic Foot & Ankle Society on angular measurements. *Foot Ankle Int.* 2002; 23:68-74.

Danty M, Perrouin Verbe B, Maugars Y, Dubois C, Mathi JF. Supralesional and sublesional bone mineral density in spinal cord – injured patients. *Bone.* 2000; 27(2):305-309.

Defino HLA. Trauma raquimedular. *Medicina (Ribeirão Preto).* 1999; 32(4):388-400.

Dempster DW. Bone remodeling: In Riggs BL, Milton LJ. *Osteoporosis: Etiology, diagnosis and management.* 2 ed. Philadelphia, Lippincott – Raven, Publishers. 1995; (3):67-91.

DeVivo MJ. Causes and costs of spinal cord injury in the United States. *Spinal Cord.* 1997; 35: 809-813.

Elefteriou F. Neuronal signaling and the regulation of bone remodeling. *Cell Mol Life Sci.* 2005; 62:2339-2349.

Elias AN, Gwinup G. Immobilization osteoporosis in paraplegia. *J Am Paraplegia Soc.* 1992; 15:163-170.

Ferro FP, González HJ, Ferreira DM, Cliquet A Jr. Electrical stimulation and treadmill gait in tetraplegic patients: assessment of its effects on the knee with magnetic resonance imaging. *Spinal Cord*. 2008; 46:124-128.

Field-Fote EC. Combined use of body weight support, functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001 Jun; 82(6):818-824.

Field-Fote EC. Spinal Cord Control Moviment: Implications for locomotor rehabilitation following spinal cord injury. *Physical Therapy*, 2000; 80 (5): 477-482.

Frankel HL, Hancock DO, Hyslop G *et al*. The value of postural reduction in the initial management of closed injuries of the spine with paraplegia and tetraplegia. *Paraplegia*. 1969; 7(3): 179-192.

Gaspar AP, Ingham SJM, Vianna PCP, Santos FPE, Chamlian TR, Puertas EB. Avaliação epidemiológica dos pacientes com lesão medular atendidos no Lar de São Francisco. *Acta Fisiátrica*. 2003; 10(2):73-77.

Golmaere S, Van Laere M, De Neve P, Kaufman I.M. Bone mineral status in paraplegic patients who do or not perform standing. *Osteoporosis International*, 1994; 4:138-143.

Gross TS, Edwards IL, Mcleod KJ, Rubin CT. Strain gradients correlate with sites of periosteal bone formation. *Journal of Bone and Mineral Research*. 1997; 12(6):982–988.

Hans D, Krieg MA. Quantitative ultrasound for the detection and management of osteoporosis. *Salud Publica Mex*. 2009; 51 Suppl 1:S25-37.

Hidler JM, Harvey RL, Rymer WZ. Frequency response characteristics of ankle plantar flexors in humans following spinal cord injury: relation to degree of spasticity. *Ann Biomed Eng*. 2002; 30:969-981.

Hoppenfeld S. *Propedêutica ortopédica*. Rio de Janeiro: Atheneu. 1987; (5): 139-206.

Hoppenfeld S. *Propedêutica ortopédica*. Rio de Janeiro: Atheneu. 1987; (6): 166-7, 172-4.

Jergas M, Gluer CC. Assessment of fracture risk by bone density measurements. *Semin Nucl Med*. 1997; 27:261-275.

Jiang SD, Jiang LS, Dai LY. Mechanisms of osteoporosis in spinal cord injury. *Clin Endocrinol (Oxf)*. 2006; 65:555-565.

Kannus P, Niemi S, Palvanen M, Parkkari J. Continuously increasing number and incidence of fall-induced, fracture-associated, spinal cord injuries in elderly persons. *Arch Intern Med.* 2000; 160(14):2145-2149.

Kewalramani LS, Kraus JF. Acute Spinal-Cord Lesion from Diving: epidemiological and Clinical Features. *West J Med.* 1977; 126(5): 353- 361.

Kim CM, Eng JJ, Whittaker MW. Effects of a simple functional electric system and/or a hinged ankle-foot orthosis on walking in persons with incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85:1718-1723.

Kitaoka HB, Alexander IJ, Adelaar RS, Nunley JA, Myerson MS, Sanders M. Clinical rating systems for the ankle-hind foot, midfoot, hallux, and lesser toes. *Foot and Ankle Internat.* 1994; 15: 349-353.

Lasfargues JE, Custis D, Morrone F, Carswell J, Nguyen T. A model for estimating spinal cord injury prevalence in the United States. *Paraplegia* 1995; 33: 62-68;

Silberstein B, Rabinovich S. Epidemiology of spinal cord injury in Novosibirsk, Russia. *Paraplegia.* 1995; 33: 322-325.

Leslie WD, Nance PW. Dissociated hip and spine demineralization: a specific finding in spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993; 74:960-964.

Levi R, Hultling C, Nash MS, Seiger A. The Stockholm spinal cord injury study: Medical problems in a regional SCI population. *Paraplegia*. 1995;33:308-15.

Lewiecki EM, Watts NB, McClung MR, Petak SM, Bachrach LK, Shepherd JA, Downs RW Jr. Official positions of the international society for clinical densitometry. International Society for Clinical Densitometry. *J Clin Endocrinol Metab*. 2004 Aug; 89(8):3651-5.

Martins F, Freitas F, Martins L, Dartigues JF, Barat M. Spinal cord injuries- Epidemiology in Portugal' central region. *Spinal Cord*. 1998; 36:574-578.

Masini M, Khan P, Teixeira MM, Plaintiff ALMB, Cantanhede WC, Maranhão VL. Trauma raquimedular em crianças – diferenças na etiologia, tratamento e evolução quando comparado com o adulto. *Arq Bras Neurocirurg*. 1995; 14(2): 119-128.

Masini M. Tratamento das fraturas e luxações da coluna toracolombar por descompressão póstero-lateral e fixação posterior com retângulo e fios segmentares sublaminares associados a enxerto ósseo [dissertação]. São Paulo (SP): Escola Paulista de Medicina/Unifesp; 2000).

McDonald MF, Kevin Garrison M, Schmit BD. Length-tension properties of ankle muscles in chronic human spinal cord injury. *J Biomech*. 2005 Dec; 38(12):2344-2353.

Nobuaga AL, Go BK, Karunas RB. Recent Demographic and Injury Trends in People Served by the Model Spinal Cord Injury Care Systems. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80: 1372-1382.

Novak EM, Giostri GS, Nagai A. Terminologia Anatômica em Ortopedia. *Rev. bras. ortop*; 2008; 43(4): 103-107.

Ortolan RL, Cunha FL, Carvalho DCL, França JM, Cliquet JrA, et al. Tendências em biomecânica ortopédica aplicadas à reabilitação. *Acta Ortop. Bras.* 2001; 9 (3): 44-58.

Ott SM. Osteoporosis in women with spinal cord injuries. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2001; Feb; 12:111-131.

Pownel PH. Pressure sore. In: *Selected Readings in Plastic Surgery*, 7(39): 1-27; National Pressure Ulcer Advisory Panel. Pressure ulcers: incidence, economics, risk assessment. Consensus Development Conference Statement, West Dundee Illinois, S-N Publications Incorporated, 1989.

Rochester L, Barron MI, Chandler CS, Sutton RA, Miller S, Johnson MA. Influence of electrical stimulation of the tibialis anterior muscle in paraplegia subjects. Morphological and histochemical properties. *Paraplegia* 1995; 33 (9): 514-522.

Roger A. Mann & Andrew Haskellin: Biomechanics Of The Foot And Ankle In
Mann Ra,Coughlin Mj, Saltzman Cl.: Surgery Of The Foot And Ankle. 8th Ed.
Philadelphia: Mosby. 2007; 3-44.

Saunders JBM, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and
pathological gait. J Bone Joint Surg. 1953; 35-A: 543.

Schneider W, Csepan R, Knahr K. Reproducibility of the radiographic
metatarsophalangeal angle in hallux surgery. J Bone Joint Surg [Am], 2003.
85:494-499.

Shields RK, Dudley-Javoroski S, Law LA. Electrically induced muscle contractions
influence bone density decline after spinal cord injury. Spine. 2006; 31:548-553.

Silberstein B, Rabinovich S. Epidemiology of spinal cord injury in Novosibirsk,
Russia. Paraplegia 1995; 33: 322-325.

Souza MF Jr, Bastos BP, Jallageas DN, Medeiros AA. Perfil. epidemiológico de 80
pacientes com traumatismo raquimedular, internados no Hospital do Pronto
Socorro Municipal de Belém, PA, no período de janeiro a setembro de 2002. J
Bras Neurocirurg. 2002; 13(1):32-38.

Triolo RJ, Kobetic R, Betz RR.: Standing and walking with functional
neuromuscular stimulation: Technical and clinical challenges, in GF Harris PAS

eds. Human Motion Analysis: Current application and Future Direction, IEEE Press, 1996; 318-350.

Van Asbeck FW, Post MW, Pangalila RF. An epidemiological description of spinal cord injuries in the Netherlands in 1994. Spinal Cord. 2000; 38(7): 420-424.

Zegnder Y, Liithi M, Michel D, Knecht H, Perrelet Long-term changes in bone metabolism, bone mineral density, quantitative ultrasound parameters, and fracture incidence after spinal cord injury: a cross-sectional observational study in 100 paraplegic men. Osteoporosis International. 2004; 15:180-189.

9. ANEXOS

ANEXO 1: Termo de consentimento pós-informação

Termos de consentimento pós-informação

TERMO DE CONSENTIMENTO PÓS-INFORMAÇÃO

Unidade de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor
Departamento de Ortopedia e Traumatologia – FCM / UNICAMP

Eu, _____, portador do RG no. _____, HC no. _____, residente à _____, no. _____, Bairro _____, cidade de _____, Estado _____, Telefone no. _____, nascido aos ____/____/____, declaro que consenti com a minha inclusão na Unidade de Reabilitação do Aparelho Locomotor para participar do Programa de Estimulação Elétrica Neuromuscular. Nesta unidade, fui devidamente informado sobre o seguinte: 1º) A EENM é um procedimento não invasivo, realizado externamente na pele e, desse modo, não tem efeitos colaterais e não traz qualquer risco para a integridade física do lesado medular; 2º) As pesquisas visam estudar os efeitos do treinamento de marcha sobre os sistemas músculo-esquelético, cardio respiratório e neurológico, com o objetivo de melhorar a qualidade de vida e a funcionalidade dos pacientes. Todas as pesquisas são supervisionadas pelo Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior; 3º) Esclarecimentos sobre a pesquisa estarão à minha disposição antes e durante todo o andamento da mesma. Telefone para contato Ortopedia: 19-37887512. Telefone do Comitê de Ética em Pesquisa da FCM/ UNICAMP: (19) 3788-8936; 4º) Estou ciente de que as despesas decorrentes da participação na pesquisa é de minha inteira responsabilidade; 5º) Poderei, a qualquer momento, sair do programa, sem que isso venha a prejudicar-me nos demais atendimentos do HC/UNICAMP. Por fim, comprometo-me a informar a equipe sobre todo e qualquer tipo de procedimento (e/ou tratamento) externo concomitante à EENM que está sendo ou será realizado no futuro.

Campinas SP, _____, de _____ de 200__.

Assinatura do paciente

Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr.
(Coordenador do Programa)

ANEXO 2: Ficha de atendimento do Ambulatório de Reabilitação Raquimedular.

ASIA.



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
DEPARTAMENTO DE ORTOPEDIA E
TRAUMATOLOGIA – AMBULATÓRIO DE
REABILITAÇÃO RAQUIMEDULAR

HC: _____ - _____ Data: ____/____/____
 Nome: _____
 Endereço: _____
 Fone: (____) _____ Idade: _____
 Etiologia da Lesão: _____
 Procedência: _____
 Profissão: _____ Ocupação: _____
 Nível Motor () Sensitivo () Neurológico ()
 Apresenta:
 () Ossificação Heterotópica. _____
 () Hipertensão; () Diabetes; () Osteoporose.
 Medicamentos: _____
 Nível de Estimulação: QD (); QE (); FD (); FE ().
 O – ótima; B – bom; R – regular; A – ausente.
 Procedimento: _____
 Marcha (); Em pé (); Exercício (). tempo _____
 Exame físico e outras observações:

Medida de Independência Funcional (MIF)

Níveis:
 7 – Independência total (Imediata com segurança)
 6 – Independência total (Aparelhada)
 Dependência modificada
 5 – Supervisão
 4 – Assistência mínima (capacidade = 75%)
 3 – Assistência moderada (capacidade = 50%)
 Dependência completa
 2 – Assistência Máxima (capacidade = 25%)

		Pontuação
Cuidados pessoais		
A	Alimentação	
B	Cuidados com a aparência	
C	Banhos	
D	Vestir parte superior do corpo	
E	Vestir parte inferior do corpo	
F	Asseio	
Controle de Esfincteres		
G	Controle vesical	
H	Controle esfinter anal	
Mobilidade Transferência		
I	Cama, Cadeira, Cadeira de rodas	
J	Banheiro	
K	Banheiro, chuveiro	
Locomoção		
L	Caminhar, cadeira de rodas	
M	Escada	
Comunicação		
N	Compreensão	
O	Expressão	
	Cognição social	
P	Interação social	
Q	Solução de problemas	
R	Memória	
MIF total		

ANEXO 3: ASIA

PADRONIZAÇÃO DA CLASSIFICAÇÃO NEUROLÓGICA DA LESÃO MEDULAR (ADAPTADO ASSOCIAÇÃO AMERICANA DE LESÕES MEDULARES - ASIA, 1992)

MOTOR MÚSCULO-CHAVE

	D	E
C2		
C3		
C4		
C5		
C6		
C7		
C8		
T1		
T2		
T3		
T4		
T5		
T6		
T7		
T8		
T9		
T10		
T11		
T12		
L1		
L2		
L3		
L4		
L5		
S1		
S2		
S3		
S4-5		

FLEXORES DO COTOVELO
 EXTENSORES DO PUNHO
 EXTENSOR DO COTOVELO
 FLEXOR PROFUNDO DO 3º Qd
 ADUTOR DO 5º Qd

 0 - PARALISIA TOTAL
 1 - CONTRAÇÃO VISÍVEL OU PALPÁVEL
 2 - MOVIMENTO ATIVO SEM OPOSIÇÃO DA FORÇA DA GRAVIDADE
 3 - MOVIMENTO ATIVO CONTRA A FORÇA DA GRAVIDADE
 4 - MOVIMENTO ATIVO CONTRA ALGUMA RESISTÊNCIA
 5 - MOVIMENTO ATIVO CONTRA GRANDE RESISTÊNCIA
 NT - NÃO TESTÁVEL

 FLEXORES DO QUADRIL
 EXTENSORES DO JOELHO
 DORSIFLEXORES DO TORNOZELO
 EXTENSOR LONGO DO HÁLUX
 FLEXORES PLANTARES DO TORNOZELO

Contração anal voluntária (sim/não)

TOTAIS + = ÍNDICE MOTOR
 (MÁXIMO) (50) (50) (100)
 Nivel Neurológico () ; Motor () ; Sensitivo ()

ESTIMULAÇÃO TOQUE / AGULHA

	D	E
C2		
C3		
C4		
C5		
C6		
C7		
C8		
T1		
T2		
T3		
T4		
T5		
T6		
T7		
T8		
T9		
T10		
T11		
T12		
L1		
L2		
L3		
L4		
L5		
S1		
S2		
S3		
S4-5		

Qualquer sensibilidade anal (sim/não)

TOTAIS + = ÍNDICE DE ESTIMULAÇÃO COM AGULHA (Máx. 112)
 (MÁXIMO) (56) (56) (112)
 TOTAIS + = ÍNDICE DE ESTIMULAÇÃO COM TOQUE (Máx. 112)
 (MÁXIMO) (56) (56) (112)

Escala de Deficiência da ASIA

A = Completa: Não há função motora ou sensitiva preservada nos Segmentos sacros S4 - S5.

B = Incompleta: Há função sensitiva porém não motora preservada abaixo do nível neurológico estendendo-se até os segmentos sacros S4 - S5.

C = Incompleta: Há função motora preservada abaixo do nível neurológico e a maioria dos músculos-chave abaixo do nível neurológico têm um grau muscular inferior a 3.

D = Incompleta: Há função motora preservada abaixo do nível neurológico e pelo menos a metade dos músculos-chave abaixo do nível neurológico têm um grau muscular maior ou igual a 3.

E = Normal: As funções sensitivas e motoras são normais.